

Aus der Klinik für Orthopädie
Des Helios Klinikum Berlin- Klinikum Buch
Akademisches Lehrkrankenhaus der Medizinischen Fakultät der Charité –
Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Die Auswirkung der Rheumatoiden Arthritis auf den Plantardruck

Vergleich der statischen und dynamischen Plantardruckverteilung
von Rheumatikern und einer Referenzgruppe Fussgesunder
mit Hilfe der elektronischen Plantardruckmessung

Zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr.med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité -
Universitätsmedizin Berlin

von

Eike Kynast
aus Zossen

Dekan: Prof. Dr. med. Martin Paul

Gutachter: 1. Prof. Dr. med. J. Zacher
2. Prof. Dr. med. H. W. Neumann
3. Prof. Dr. med. St. Sell

Datum der Promotion: .18.08.2005

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	3
1.1	Der rheumatische Fuß	3
1.2	Fußdruckmessung (plantare Pedobarografie)	4
1.2.1	Historie	4
1.2.2	Allgemeine Prinzipien und Formen der elektronischen plantaren Fußdruckmessung	4
1.2.3	Vorteile der elektronischen Fußdruckmessung gegenüber den klassischen mechanischen Verfahren	5
2	Zielsetzung, Methodik, Probandenkollektive	6
2.1	Zielsetzung dieser Studie	6
2.2	Vorstellung der Probandenkollektive	6
2.2.1	Rheumatikergruppe	7
2.2.2	Vergleichsgruppe	7
2.3	Das angewendete Meßsystem	8
2.3.1	Meßprozedere:	9
2.4	Ausgewertete Parameter, Datenaufbereitung, Darstellung und Präsentation der Messergebnisse durch die Software „PSW 3.2“	10
2.4.1	Die statische Messung	10
2.4.1.1	Durch die Studie erfasste Parameter der statischen Messung und Untersuchungsziel	11
2.4.2	Die dynamische Messung	12
2.4.2.1	Die Druck- und Impulswerte der dynamischen Messung, Untersuchungsziel	13
2.4.2.2	Schwerpunktverlaufslinien	14
2.4.2.2.1	Die physikalischen Grundlagen	14
2.4.2.2.2	Procedere der Auswertung der Schwerpunktverlaufslinien	15
2.4.2.2.3	Die untersuchten Parameter der Schwerpunktverlaufslinien, Untersuchungsziel	15
2.4.2.3	Darstellung der Druckwerte als „Druckgebirge“	17
2.4.2.4	Bodenkontaktphasen	18
2.4.2.4.1	Durch die Studie erfasste Parameter der Bodenkontaktphasen, Untersuchungsziel	19
2.4.2.5	Der Kraftverlauf	19
2.4.2.5.1	Die untersuchten Parameter des Kraftverlaufes, Untersuchungsziel	21
3	Ergebnisse	22
3.1	Auswertung der Anamnesebögen und der orthopädischen Untersuchungsbefunde	22
3.1.1	Vergleichsgruppe	22
3.1.1.1	Eigenanamnese	23
3.1.1.2	Jetztanamnese	24
3.1.1.3	Orthopädischer Untersuchungsbefund	25
3.1.2	Gruppe der Rheumatiker	27
3.1.2.1	Eigenanamnese	27
3.1.2.2	Jetztanamnese	31
3.1.2.3	Orthopädischer Untersuchungsbefund	33
3.2	Auswertung der Messungen	36
3.2.1	Statische Messungen	37
3.2.1.1	Fuß- und Fußzonenbezogene prozentuale plantare Druckverteilungen	37
3.2.1.1.1	Prozentuale Plantardruckverteilung zwischen linkem und rechten Fuß	38
3.2.1.1.2	Prozentuale Druckverteilung zwischen Vor- und Rückfuß	38
3.2.1.1.3	Auswirkung von Beinlängendifferenzen auf die Plantardruckverteilung	40
3.2.1.2	Sensorbezogene Plantardruckverteilung, statisch	42
3.2.1.2.1	Integrative Auswertung des statischen Plantardruckes	42
3.2.1.2.2	Sensordifferenzierte Auswertung der Druckverteilung, statisch	45
3.2.1.3	Zusammenfassung der Ergebnisse der statischen Messung	50
3.2.2	Dynamische Messungen	51
3.2.2.1	Plantare Druckverteilungen, dynamisch	51
3.2.2.1.1	Integrative Auswertung der dynamischen Plantardruckverteilung:	51

3.2.2.1.2	Sensordifferenzierte Auswertung der Druckverteilung, dynamisch	53
3.2.2.2	Plantarimpulse, dynamisch	60
3.2.2.2.1	Integrative Auswertung der dynamischen Plantardruckverteilung	60
3.2.2.2.2	Gesamtimpulse (Impulsverteilung zwischen rechten und linken Fuß)	63
3.2.2.2.3	Sensorbezogene Auswertung der Plantarimpulsverteilung; dynamisch	64
3.2.2.3	Vergleichende Betrachtung der Impulswerte mit den statischen und dynamischen Druckwerten	68
3.2.2.4	Schwerpunktverlaufslinien (SVL)	70
3.2.2.5	Bodenkontaktphasen	74
3.2.2.6	Kraftverlauf	75
3.2.2.7	Zusammenfassung der Ergebnisse der dynamischen Messung:	79
4	Diskussion	80
4.1	Methodik	80
4.1.1	Probandenkonstellation	80
4.1.2	Apparatives Verfahren	80
4.2	Messergebnisse	81
4.2.1	Statische Druckmessung	81
4.2.2	Dynamische Messung	84
4.3	Bedeutung und Perspektive der elektronischen Fußdruckmessung	87
5	Zusammenfassung	88
6	Anhang	90
6.1	Tabellarische Auflistung der Mess- und epidemiologischen Untersuchungsergebnisse	90
6.1.1	statische Messungen	91
6.1.1.1	plantare Druckverteilungen in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, statische Messung	91
6.1.1.2	plantare Druckverteilungen in der Vergleichsgruppe, statische Messung	92
6.1.2	dynamische Messungen	93
6.1.2.1	Druck- und Impulswerte der dynamischen Messung	93
6.1.2.1.1	plantare Druckverteilungen in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, dynamische Messung	93
6.1.2.1.2	plantare Druckverteilungen in der Vergleichsgruppe, dynamische Messung	94
6.1.2.1.3	plantare Impulsverteilungen in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, dynamische Messung	95
6.1.2.1.4	plantare Impulsverteilungen in der Vergleichsgruppe, dynamische Messung	96
6.1.2.2	Schwerpunktverlauf	97
6.1.2.2.1	Schwerpunktverlauf (Mittelwerte) in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, dynamische Messung	97
6.1.2.2.2	Schwerpunktverlauf (Mittelwerte) in der Vergleichsgruppe, dynamische Messung	98
6.1.2.2.3	Schwerpunktverlauf (Streuung) in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, dynamische Messung	99
6.1.2.2.4	Schwerpunktverlauf (Streuung) in der Vergleichsgruppe, dynamische Messung	100
6.1.2.3	Bodenkontaktphasen	101
6.1.2.3.1	Bodenkontaktphasen in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, dynamische Messung	101
6.1.2.3.2	Bodenkontaktphasen in der Vergleichsgruppe, dynamische Messung	102
6.1.2.4	Kraftverlauf	103
6.1.2.4.1	Kraftverlauf in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, dynamische Messung	103
6.1.2.4.2	Kraftverlauf in Vergleichsgruppe, dynamische Messung	105
6.1.3	Alter-, Geschlechts- und Gewichtsverteilung in den Probandengruppen	107
6.2	Messschablone zur Auswertung der Schwerpunktverlaufslinien	108
6.3	Abkürzungsverzeichnis	109
6.4	Lebenslauf	113
6.4.1	Universitärer Werdegang	113
6.4.2	Beruflicher Werdegang	113
6.5	Danksagung	114
6.6	Eidesstattliche Erklärung	115
6.7	Literaturverzeichnis	116

Die Auswirkung der Rheumatoiden Arthritis auf den Plantardruck

Vergleich der statischen und dynamischen Plantardruckverteilung von Rheumatikern und einer Referenzgruppe Fussgesunder mit Hilfe der elektronischen Plantardruckmessung

1 Einleitung

1.1 *Der rheumatische Fuß*

Die Rheumatoide Arthritis befällt ca. 3 Prozent der Bevölkerung. Frauen erkranken 4 mal häufiger als Männer. Der Erkrankungsgipfel liegt im 4. Lebensjahrzehnt, eine familiäre Häufung ist nachgewiesen¹.

Nach Rabl und Nyga treten am rheumatischen Fuß eine Reihe funktioneller Störungen auf. Diese „ergeben sich einmal aus den Schmerzen aufgrund der entzündlichen und destruierenden Veränderungen und zum anderen aus den Einsteifungen und Fehlstellungen“ des rheumatischen Fußes. Mit progredientem Krankheitsverlauf werden auch zunehmend die periartikulären Strukturen, wie Kapseln, Bänder und umgebendes Weichteilgewebe, in den Krankheitsprozess einbezogen. Diese führen ihrerseits zu Veränderungen von Form, Struktur und Funktion des entsprechenden Skelettabschnittes. Die unphysiologische Modifikation der architektonischen Struktur führt schließlich zu sekundären schmerzhaften, degenerativ - entzündlichen Prozessen. Am Vorfuß kommt es zu Valgusdeformitäten der Zehen, zur Krallenstellung der Grundgelenke 2-5 bis hin zu völligen Luxationen, sowie zu einer Absenkung des Quergewölbes. Das Längsgewölbe kann zum totalen Knickplattfuß absinken².

Der Abrollvorgang wird einmal durch die veränderten funktionell - architektonischen Gegebenheiten, zum anderen durch das Streben nach einem, im günstigsten Falle schmerzneutralen Bewegungsablauf, modifiziert. Das führt zu Adaptationsbewegungen über den Fußaußenrand oder zu einem entharmonisiertem Gangbild.

Nicht zu unterschätzen sind zudem die Auswirkungen der proximal vom Fuß gelegenen Manifestationen der Erkrankung. Präarthrotische und arthritisch bedingte Deformitäten fußferner Gelenke stören die „automatisierte“ Kinematik des Fußes im Stehen und Laufen, durch Verlagerung des Körperschwerpunktes. Das betrifft nicht nur Veränderungen in den Gelenken der unteren Extremitäten, sondern auch der oberen Extremitäten oder der Wirbelsäule. So kann die rheumatisch bedingte Einschränkung der Pendelbewegungen der Arme beim Laufen Ausgangspunkt einer Störung der automatisierten Kinematik sein.

Darüber hinaus dürften sich auch Krankheitsmanifestationen an anderen Organsystemen auf das Gangbild und damit auf die Fußdruckverteilung auswirken. Die periphere Neuropathie führt, durch reduzierte oder fehlende sensible Afferenzen, zu einem zunächst symptomatisch stummen Fehlen des Schutzreflexes der Fußsohle. Als Folge der hieraus resultierenden Fehlbelastungen und Überlastungen kommt es zu Veränderungen der Fußsohle, zu Clavus - und Schwielenbildung, oder zu destruktiven Veränderungen bis hin zu Ulzerationen.

Radiologische Frühzeichen im Fußbereich sind nach Rabl und Nyga gelenknahe zystische Knochendefekte, Randusuren, epiphysäre Grenzlamellenaufhellungen, sowie Strukturstörungen der gelenknahen Spongiosa. Im weiteren Verlauf werden, als Zeichen der Knorpeldestruktion, eine Gelenkspaltverschmälerung, Osteolysen im Bereich der Metatarsalköpfchen und der Basen der Zehengrundglieder, erkennbar. Im Vorfußbereich sind vor allem die Zehengrundgelenke

betroffen. Im Fußwurzelbereich sind diese Veränderungen häufig nicht so stark ausgeprägt. Hier trifft man vor allem das gleichzeitige Auftreten von entzündlichen und degenerativen Veränderungen an. In schweren Fällen kommt es zu einer Verlagerung der Fußwurzelknochen gegeneinander und zum Durchsinken des Längsgewölbes bis zum Knickplattfuß.²

1.2 Fußdruckmessung (plantare Pedobarografie)

1.2.1 Historie

Erste Studien zur „Effizienz und Effektivität bei der Fortbewegung“ erarbeiteten bereits Anfang der dreißiger Jahre des 19. Jahrhunderts die Gebrüder Weber³. Sie stellten an marschierenden Soldaten fest, daß das Marschieren, im Gegensatz zum autoregulativen Gehen, eines erhöhten Kraftaufwandes bedarf.

Erste statische Messungen nahmen Beely⁴ und Muskat⁵ vor. Sie fertigten erstmals Gipsabdrücke von den Füßen ihrer Probanden und konnten damit qualitative Aussagen über die Fußdruckverteilung treffen.

Eine erste quantitative Methode stellte 1921 Milatz⁶ vor. Er verwendete hierzu eine Waage mit sechs pneumatischen Druckgebern, die er unter der Fußsohle platzierte.

Die Grundlage für die moderne elektronische Fußdruckmessung legte 1947 Schwartz⁷. Er verwendete Sensoren aus Kohleaufnehmern, die unter Kompression ihren elektrischen Widerstand ändern. Er platzierte die Sensoren unter der Ferse, den Metatarsalköpfchen I, III und V, sowie unter der Großzehe.

1.2.2 Allgemeine Prinzipien und Formen der elektronischen plantaren Fußdruckmessung

Physikalisch betrachtet ist die plantare Pedobarografie eine Messung zweidimensionaler Lastverteilung. Der Definition nach ist die Größe Druck (P) gleich dem Quotienten aus Kraft (F) und Fläche (A): $P = F/A$ [N / cm²; wobei gilt: 1 N/cm² = 10⁴ N / m² = 100g /cm² = 10⁴ Pa = 10 kPa]. Die vertikale Bodenreaktionskraft ist als die Gesamtkraft einer beschleunigten Masse zu verstehen, die auf eine definierte Fläche einwirkt.⁸ Übertragen auf die Fußdruckmessung bedeutet dies, daß die Bodenreaktionskraft gleich der Summe der Kräfte ist, die auf die einzelnen Sensoren einwirken. Sie ist abhängig von der Gewichtskraft des Probanden und seiner Beschleunigung.

Gegenwärtig existieren drei unterschiedliche technische Sensorbauweisen:

1. Kohlepulversensoren (zum Beispiel beim System Fastscan) mit kompressionsabhängiger Widerstandsänderung.
2. Auf Elastomeren basierende kapazitive Sensoren, diese arbeiten nach dem Kondensatorprinzip: Änderung der Kapazität durch Kompression (System Pedar, Emed).
3. Piezoresistive Sensoren. Diese bestehen aus Siliziummembranen, die in Halbleiterdehnungsmeßstreifen eingesetzt und in Hydrozellen eingebracht werden. Hierbei handelt es sich um das von uns verwendete Parotec- System.

Zur Druckerfassung stehen eine Vielzahl von Methoden zur Verfügung. Diese sind zum Beispiel eine in den Schuh einzulegende Einlage, eine Fußplatte oder ein Teppich mit entsprechend eingearbeiteten Sensoren für Messungen im Barfußstand und - Gang. Auch hinsichtlich Anzahl und Verteilung der Sensoren gibt es systemspezifische Unterschiede. Hierzu gehören Meßsysteme, welche die Messwerte auf speziellen Speichermedien zwischenspeichern und eine retrospektive Auswertung erlauben, oder „Online - Varianten“, bei denen ein vom Probanden nachzuziehendes Kabel oder eine Funkverbindung die Datenübertragung ermöglichen.

Im Zeitalter der Computertechnik werden ein immer realitätsnäherer Einsatz der Messgeräte, ein entsprechender Datengewinn und die Datenauswertung möglich. So entwickelten einige Hersteller Systeme, die durch Funkübertragung die Messwerte an den für die Datenauswertung zuständigen Computer übermitteln. Sie ermöglichen somit zeitnahe telemetrische Aussagen über den anfallenden Plantardruck.

Diese Technologien finden ihren Einsatz vor allem bei Orthopädienschuhmachern, in der Orthopädietechnik (unter speziellen Fragestellungen der Prothetik) oder in der Sportmedizin. Entsprechende Untersuchungen über Vor- und Nachteile der jeweiligen Verfahren sind in der Literatur zu finden.^{9, 10, 11, 12,}

1.2.3 Vorteile der elektronischen Fußdruckmessung gegenüber den klassischen mechanischen Verfahren

Die Vorteile der elektronischen Verfahren gegenüber den klassischen statischen Verfahren, zum Beispiel des Gipsabdruckes und des Blaupauschabdruckes, liegen klar auf der Hand. Die elektronische Messung eröffnet die Möglichkeit, neben statischen auch dynamische Messwerte zu gewinnen und sie in ihrem zeitlichen Verlauf auszuwerten. Schließlich sind die Füße nicht ausschließlich „Stehwerkzeuge“, ihre weitaus komplexere Funktion liegt in ihrem dynamischen Einsatz als „Gehwerkzeuge“. So kann, zum Beispiel über spezielle vektorielle Berechnungen, die Projektion des Körperschwerpunktes auf die Fußsohle erfolgen. Folgend können Rückschlüsse auf die Biomechanik des Abrollvorganges gezogen werden.

Durch das Erheben und die Speicherung quantifizierbarer Messwerte ergibt sich zudem die Möglichkeit, prä- und posttherapeutische Ergebnisse zu vergleichen. Das ist zum Beispiel vor und nach einer korrigierenden Operation oder einer entsprechenden Schuhzurichtung sinnvoll. Auch mehrere Probanden können quantitativ verglichen werden.

2 Zielsetzung, Methodik, Probandenkollektive

2.1 Zielsetzung dieser Studie

Bei Diabetikern gibt es eine Vielzahl von Publikationen zur Fußdruckmessung mit verschiedenen Systemen. Dagegen zeigt die Literaturrecherche, daß entsprechende Messungen bei Rheumatikern nicht vorliegen.

Die Untersuchungen beim Diabetiker haben gezeigt, daß plantare Druckspitzen eine bedeutende Rolle bei der Ulcusbildung am Fuß spielen. Ein nomineller Schwellenwert konnte nicht beziffert werden, da die Ulcusentstehung multifaktoriell determiniert ist. So spielt, neben den trophischen Verhältnissen als ein Maß für das Fortschreiten der begleitenden arteriellen Verschlusskrankheit, das Ausmaß des Fortschreitens der begleitenden Polyneuropathie eine bedeutende Rolle. Cavernagh et al schreiben darüber hinaus auch der Aktivität des Diabetikers eine große Bedeutung zu. Die Aktivität ist hiernach durch Frequenz und Dauer der Druckbelastung definiert¹³.

Zielstellung dieser Studie ist es, die Frage zu beantworten, ob sich bei Probanden, die an Rheumatoider Arthritis erkrankt sind, Abweichungen der Druckverteilung an der Fußsohle nachweisen lassen. Hierzu werden ihre Druckverteilungsmuster denen einer Vergleichsgruppe gegenübergestellt. Diese Gruppe weist hinsichtlich einer rheumatischen Erkrankung eine leere Anamnese auf. Darüber hinaus ist sie auch anamnestisch „fußgesund“. Das bedeutet ein völlig beschwerdefreies Gehen und in der körperlichen Untersuchung keine pathologischen Bewegungseinschränkungen. Bei der Untersuchung durften im Rahmen der physiologischen Freiheitsgrade aller Gelenke, insbesondere der unteren Extremitäten, keine Schmerzen auftreten.

2.2 Vorstellung der Probandenkollektive

Wir stellten an unsere Probanden die Anforderung, für die Dauer der Messung ohne weitere Hilfsmittel, wie z.B. Unterarmgehstützen, stehen und gehen zu können. Aus technischen Gründen war eine Beschränkung der Fußgröße von Mindestschuhgröße 37 bis maximale Schuhgröße 44 erforderlich. Diese Größen entsprachen den uns zur Verfügung stehenden Messsohlen.

Bei Alter, Körpergröße und -gewicht wurden keine Grenzwerte festgelegt (siehe auch Tabelle 6.1-17 im Anhang, S. 107). Eine ausführliche anamnestische Vorstellung der Probanden beider Gruppen erfolgt im Kapitel **3.1**.

2.2.1 Rheumatikergruppe

Die Probanden der Rheumatikergruppe stammen aus dem Patientenpool der Rheumaklinik Berlin Buch.

Einschlusskriterien für die Gruppe der Rheumatiker waren:

- bekannte Rheumatoide Arthritis
- (temporäre) Mobilisation ohne Hilfsmittel, zumindest für den Zeitraum der Messprozedur
- altersentsprechende Begleiterkrankungen (Hypertonus, Diabetes mellitus)
- Voroperationen an den unteren Extremitäten im Rahmen der Therapie von Folgeerscheinungen der Rheumatoiden Arthritis (z.B. endoprothetischer Gelenkersatz)

Als Ausschlusskriterien für die Gruppe der Rheumatiker wurden definiert:

- bekannte, nicht alterstypische Nebenerkrankungen aus dem nicht - rheumatischen Formenkreis; z.B. der Morbus Parkinson

2.2.2 Vergleichsgruppe

Die Probanden der Vergleichsgruppe wurden randomisiert rekrutiert.

Als Einschlusskriterien wurden für diese Gruppe definiert:

- Fußgesund
- Unauffälliger orthopädischer Körperstatus

Als Ausschlusskriterien für diese Gruppe galten:

- Erkrankungen aus dem rheumatischen Formenkreis
- Voroperationen im Bereich des knöchernen Beckens, am Achsenskelett der unteren Extremitäten und an den Weichteilen der Fußsohlen
- Traumen der unteren Extremitäten vor weniger als 6 Monaten oder Traumen mit konsekutiver funktioneller Beeinträchtigung der Gangkinematik (z.B. durch Achsfehlstellungen) oder - Sensorik
- Behandlungsbedürftige und / oder zum Messzeitpunkt klinisch symptomatische Haltungsschäden oder Deformitäten der Wirbelsäule
- bekannte behandlungsbedürftige Nebenerkrankungen mit möglicher funktioneller Beeinträchtigung der Gangkinematik oder – sensorik (z.B. Sekundärerkrankungen alterstypischer Nebenerkrankungen wie Hypertonus oder Diabetes mellitus mit sekundärer, polyneuropathisch bedingter Hypästhesie der Füße)
- inspektorische Auffälligkeiten beim Gehen (z.B. Hinken)
- subjektive Beschwerden beim Gehen
- neurologische Erkrankungen oder sonstige Erkrankungen mit konsekutiver funktioneller Beeinträchtigung der Gangkinematik oder - Sensorik
- Analgetikaeinnahme

2.3 Das angewendete Meßsystem

Die Messungen erfolgten mit dem Parotec - System der Firma Kraemer.



Abbildung 2.3-1: Parotec – System

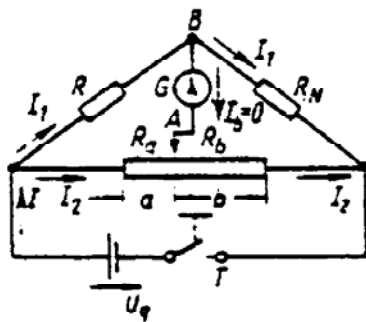


Abbildung 2.3-2 Wheatstonsche Messbrücke (aus Handbuch)

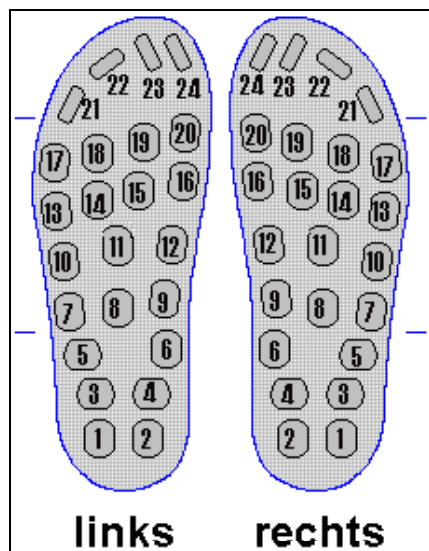


Abbildung 2.3-3:
Sensorlokalisierung auf den Messsohlen

Das System besteht aus drei Teilen, aus einem transportablen PC, einem Controller und Messsohlen. Die Messungen erfolgen im sogenannten „Off - Line“ - Modus, das heißt durch Zwischenspeichern der Daten auf eine Speicherkarte. Störende Kabelverbindungen zwischen dem Probanden und einem stationären Messcontroller werden so vermieden. Den Controller trägt der Patient an einem Gürtel am Körper.

Das System basiert auf einem Hydrozellen-Sensorsystem, das als physikalisches Messprinzip die Wheatstone'sche Messbrücke verwendet.

Dieses Messprinzip hat, nach Herstellerangaben, den Vorteil, daß es thermische Störgrößen kompensiert. Der Temperatureinfluss wirkt hier gleichzeitig auf den Mess- und Referenzwiderstand und wird somit neutralisiert.

Damit werden replizierbare und repräsentative Messwerte erhalten. Die Deformation der Kondensatorplatten findet nur im elastischen Bereich statt. Hierdurch liefert der Sensor ein ideales Signalverhalten und ist gegen Überlastung weitgehend geschützt.

Durch die Hydrozellen werden, neben den senkrecht wirkenden Kräften, auch die räumlich wirkenden Kräfte (Scherkräfte) erfasst. Gemeinsam werden diese als auf den Fuß einwirkende Bodenreaktionskraft registriert. Für die Messungen wurden Messsohlen mit 24 Messpunkten bzw. Messflächen verwendet. Sie erfassen 46% der Gesamtfläche der Fußsohle. Nach Herstellerangaben sind diese Messflächen an Stellen angeordnet, die aufgrund biomechanischer Überlegungen Maximaldrücke erwarten lassen.

Grundlage der Meßflächenanordnung und -Verteilung ist eine Studie am Institut BASiS (Biomechanische Analysen im Sport und interdisziplinäre Studien) der TÜV Product Service GmbH¹⁴. Hier wurden an 350 Probanden Druckverteilungsmessungen mit einem hochauflösenden System vorgenommen. Sie wurden dahingehend ausgewertet, inwieweit eine kosten- und materialsensitive Meßstellenreduktion vorgenommen werden kann, ohne daß es zu einer überproportionalen Einbuße der Aussagequalität kommt.

Die Sohlen sind jeweils für zwei Schuhgrößen (37/38, 39/40 usw.) konzipiert. Gemessen wurde von Größe 37 bis Größe 44. Um die Messungen auch hinsichtlich des Schuhwerks zu standardisieren, verwendeten wir handelsübliche Gymnastikschuhe. Das Obermaterial besteht hier aus ca. 1 mm dickem Leder, die Kunststoffsohle ist ca. 2 mm dick und rutschfest.

Als Messuntergrund diente ein planer Betonfußboden mit einer ca. 2 mm dicken Linoleumauflage.

2.3.1 Meßprozedere:

Es wurden zwei Messmodi, die statische und die dynamische Messung unterschieden. Sie wurden direkt nacheinander sequentiell durchgeführt. Der chronologische und automatische Wechsel in den folgenden Modus wurde durch akustische Signale (Piepton) signalisiert:

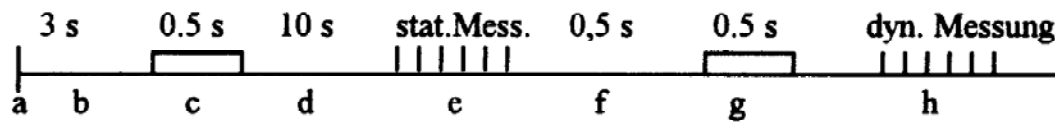


Abbildung 2.3-4: chronologischer Messablauf (incl. akustische Kontrollsignale; aus Handbuch)

- a = Einschalten des Controllers: kurzer Piepton
- b = Wartezeit: 3 sec (Standard)
- c = Durchführung der Initialisierung: Dauerton 0,5 sec,
- d = Wartezeit: 10 sec (Stand.)
- e = statische Messung: 50 Töne mit einer Frequenz von 10 Hz
- f = Wartezeit: 0,5 sec (Stand.)
- g = Abschluss der Verzögerungszeit von statischer zu dynamischer Messung: Dauerton 0,5 sec
- h = dynamische Messung: zunächst ein Doppelschritt ohne Wertung (Beschleunigungsschritt), dann 5 Doppelschritte, wobei jeder Schritt wird mit einem kurzen Ton bestätigt wird

Nach dem Anlegen der Schuhe mit den Messsohlen wurde am sitzenden Probanden der Controller eingeschaltet. Zuvor hob dieser die Füße vom Fußboden ab, da sofort nach dem Einschalten automatisch eine Nullwertkalibrierung mit Registrierung des Schuhbinnendrucks erfolgte. Anschließend wurde der Proband gebeten, mit in die Ferne gerichtetem Blick, die Neutral Null Stellung als Grundstellung einzunehmen. In den folgenden 5 Sekunden wurden, mit einer Frequenz von 10 Hz, alle Sensoren abgetastet und somit die statischen Druckwerte erhoben.

Bei der sich anschließenden dynamischen Messung wurden 6 Doppelschritte mit einer individuell vom Probanden bestimmten Geschwindigkeit ausgeführt. Der erste Doppelschritt wurde als Beschleunigungsschritt nicht ausgewertet. Während der folgenden 5 Doppelschritte wurden die Druckwerte aller Sensoren mit einer Frequenz von 100 Hz gemessen. Schließlich wurde jeder der Probanden nach dem 5. Doppelschritt aufgefordert, mit einem Schlussschritt die Gangprozedur zu beenden. Hierzu erfolgte die Wiedereinnahme der Neutral Null Stellung durch das Setzen des Spielbeines neben das Standbein.

Abschließend wurden die Messwerte über Datenkabel vom Controller zum PC übertragen.

2.4 Ausgewertete Parameter, Datenaufbereitung, Darstellung und Präsentation der Messergebnisse durch die Software „PSW 3.2“

Nach Übertragung der gewonnenen Daten von der Speicherkarte auf den PC erfolgte die Datenaufbereitung mit Hilfe der vom Hersteller mitgelieferten Software. Hiermit sind die in diesem Kapitel beschriebenen grafischen und tabellarischen Darstellungen möglich. Um die Ergebnisse nachvollziehbar zu machen, sind im Kapitel 6.1 im Anhang für jeden Messaspekt die gruppenspezifischen Mittelwerte, Standardabweichungen, sowie Maxima und Minima tabellarisch aufgelistet.

Bei den statischen und dynamischen Messungen sind bei insgesamt 64 Probanden über 1,5 Millionen Datenpunkte angefallen. Wegen der großen Anzahl der erhobenen Parameter wurden empirisch festgelegte Parameternomenklaturen geschaffen. Nur so ist eine übersichtliche tabellarische und grafische Darstellung zur Visualisierung gruppenspezifischer Unterschiede möglich. Die Abkürzungen sind in den folgenden Kapiteln erläutert und zusätzlich im Abkürzungsverzeichnis auf Seite 109 im Anhang aufzufinden.

2.4.1 Die statische Messung

Sie entspricht Messphase -e- in Abbildung 2.3-4 auf Seite 9.

Hier werden mit einer Frequenz von 10 Hz die Druckwerte aller Sensoren erhoben. Die Software lässt Auswertungen zur sensorspezifischen Druckverteilung, farbcodiert und in tabellarischer Form mit absoluten Zahlenwerten, zu. Desweiteren zeigt sie die Druckverteilungen zwischen rechtem und linkem Fuß, sowie zwischen Vor- und Rückfuß an. Diese Angaben erfolgen in Prozent.

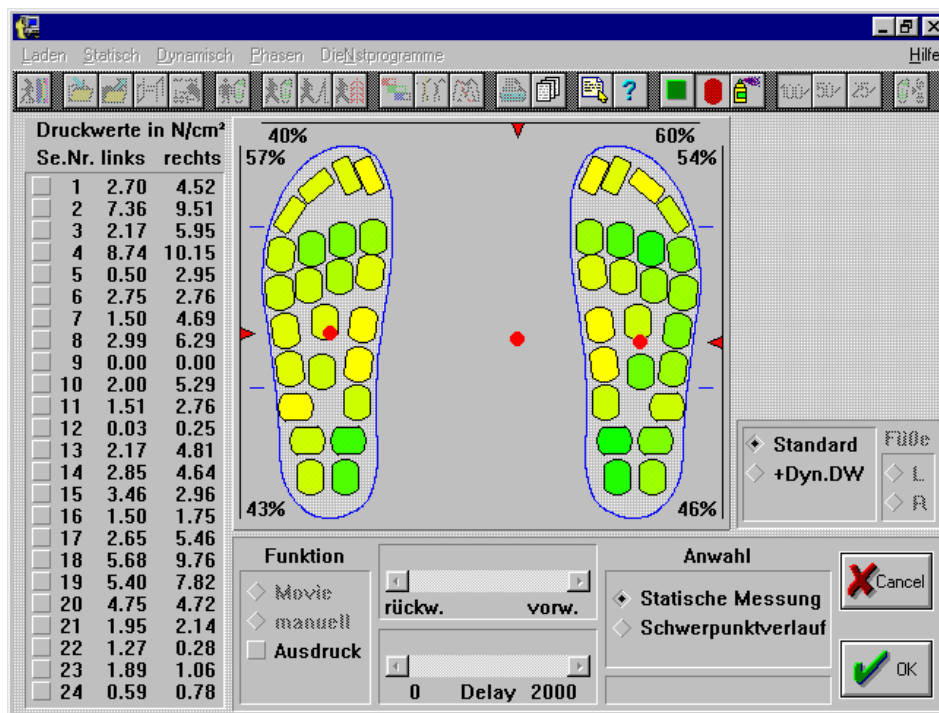


Abbildung 2.4-1: Darstellung der Ergebnisse der statischen Messung durch die Software „PSW 3.2“

Durch Punkt- und Pfeildarstellung wird zudem die Projektion des Körperschwerpunktes, sowohl auf den jeweiligen Fuß, als auch in seiner beidbeinigen Wirkung ausgewiesen.

2.4.1.1 Durch die Studie erfasste Parameter der statischen Messung und Untersuchungsziel

- Die Mittelwerte der Druckwerte jedes einzelnen Sensors, rechts und links (Abkürzung Nr.1, Tabelle 2.4-1).
- Der Gesamtimpuls des rechten und linken Fußes (Abkürzung Nr.2, Tabelle 2.4-1).
- Die partielle Druckverteilung zwischen rechtem und linkem Fuß (Abkürzung Nr.3, Tabelle 2.4-1).
- Die partielle Druckverteilung zwischen Vor- (Sensoren 01 – 09) und Rückfuß (Sensoren 10 – 24) des jeweiligen Fußes (Abkürzung Nr.4, Tabelle 2.4-1).

Um mit den verhältnismäßig großen Datenmengen in übersichtlicher tabellarischer Form arbeiten zu können, wurden folgende Parameternomenklaturen und Abkürzungen gewählt:

Abkürzung	Deutung
1. SDL19	z.B. Statisch , D ruck, L inks, Sensor Nr. (für alle 24 Sensoren des linken und rechten Fußes; hier Sensor 19 links); Angabe in N/ cm ²
2. SGIL (SGIR)	Statisch - G esamt- I mpuls L inks (R echts); bezogen auf alle Sensoren des entsprechenden Fußes (in Ns)
3. SPL (SPR)	Statisch - P artielle (Gesamt-) Druckverteilung L inks (R echts); bezogen auf alle Sensoren des entsprechenden Fußes (in Prozent)
4. SPVR (SPHR)	Statisch - P artielle Druckverteilung V orne (bzw. H inten) Rechts bezogen auf die Vorfuß - / Rückfußverteilung des entsprechenden Fußes (in Prozent)

Tabelle 2.4-1: Beispiele für die Nomenklatur der Parameter für die Auswertung der statischen Messung

Weitere Erläuterungen zu den Parameternomenklaturen befinden sich im Abkürzungsverzeichnis im Anhang (Kapitel 6.3, Seite 109).

Die erhobenen Parameter wurden nach Mittelwert, Standardabweichung, Maximum und Minimum statistisch ausgewertet.

Die tabellarische Auflistung der Ergebnisse befindet sich im Anhang (Tabelle 6.1-1 und Tabelle 6.1-2 ab Seite 91).

Diese Untersuchung soll klären, ob es bei unseren Messungen am stehenden Probanden einen gruppen- und somit für die Rheumatoide Arthritis krankheitsspezifischen Unterschied der Druckverteilungsmuster gegenüber der „fußgesunden“ Vergleichsgruppe gibt.

2.4.2 Die dynamische Messung

Sie entspricht Messphase -h- in Abbildung 2.3-4 auf Seite 9.

Nach einem initialen Beschleunigungsschritt werden mit einer Frequenz von 100 Hz über 5 Doppelschritte, die Druckwerte aller Sensoren erhoben.

Die Software gibt, wie bei der Auswertung der statischen Messung, die sensorspezifische Druckverteilung in Farbcodierung und in Tabellenform in absoluten Werten an. Die Anzeige kann für jeden einzelnen der 5 Schritte und als ihr Mittelwert erfolgen. In einem anderen Menü werden in gleicher Darstellungsart statt der Druck- die Impulswerte angegeben. Der Körperschwerpunkt projiziert sich in Bewegung als Schwerpunktverlaufslinie. Diese, wie auch die Druck- und Impulswerte, können auch in animierter Form, in frei wählbaren Zeitintervallen wiedergegeben werden.

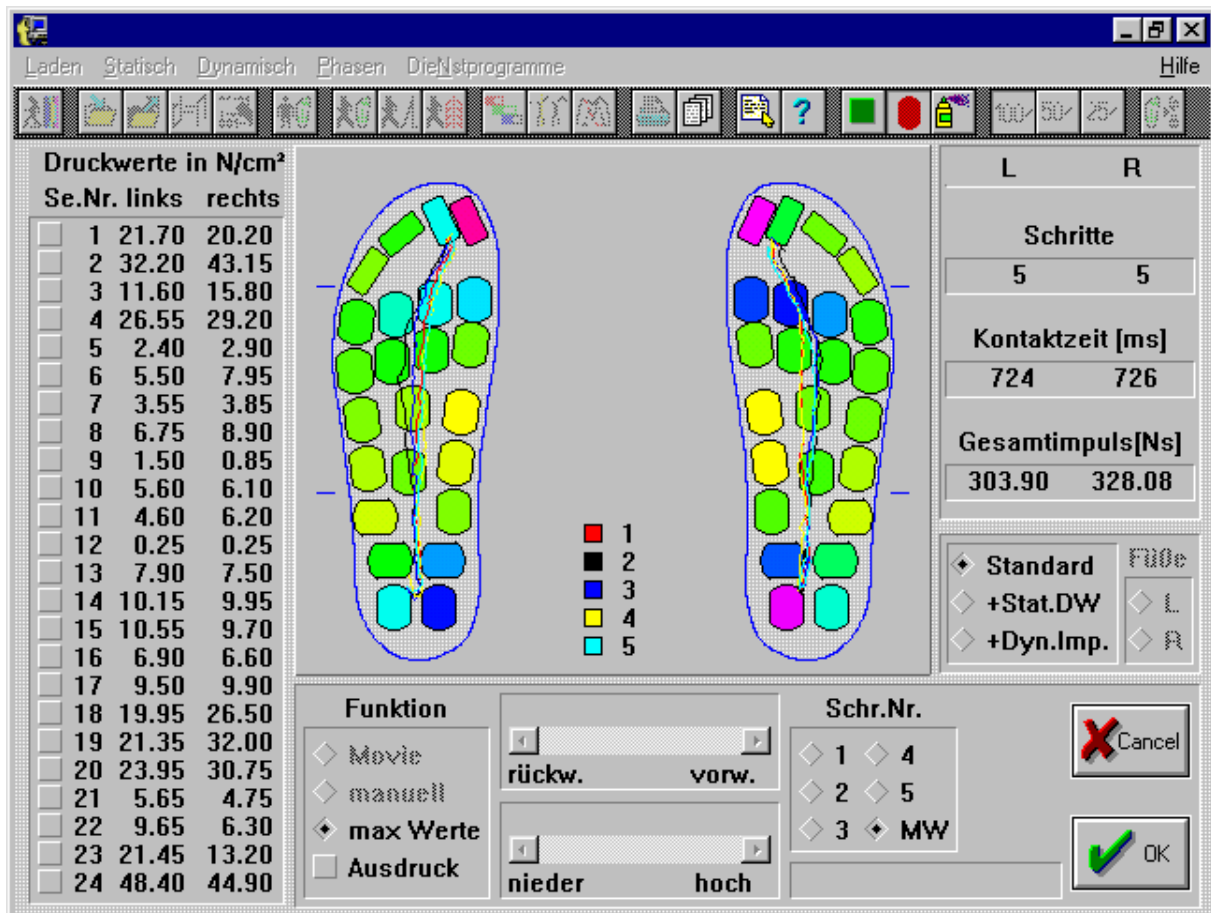


Abbildung 2.4-2: Menü zur Auswertung der dynamischen Druckwerte und Schwerpunktverlaufslinien.

Zusätzlich sind, jeweils unterteilt für den rechten und linken Fuß, Angaben über Anzahl der Schritte, Bodenkontaktzeit und Fußgesamtimpuls dargestellt.

2.4.2.1 Die Druck- und Impulswerte der dynamischen Messung, Untersuchungsziel

Die erhobenen Parameter der dynamischen Messung sind:

- Die Mittelwerte (über 5 Doppelschritte) der je Schritt maximalen Druckwerte jedes einzelnen der 24 Sensoren, jeweils für den rechten und linken Fuß (Abkürzung Nr.1, Tabelle 2.4-2).
- Die Mittelwerte (über 5 Doppelschritte) der Impulswerte jedes einzelnen der 24 Sensoren, jeweils für den rechten und linken Fuß (Abkürzung Nr.2, Tabelle 2.4-2).
- Die Mittelwerte (über 5 Doppelschritte) der Kontaktzeit des rechten und linken Fußes (Abkürzung Nr.3, Tabelle 2.4-2).
- Die Mittelwerte (über 5 Doppelschritte) des Gesamtimpulses des rechten und linken Fußes (Abkürzung Nr.4, Tabelle 2.4-2).

Analog zur Parameternomenklatur bei den statischen Messungen wurden folgende Abkürzungen eingeführt:

Abkürzung	Deutung
1. DDL19	z.B. D ynamisch , D ruck, L inks, Sensor Nr. (hier Sensor 19); Angabe in N/cm^2
2. DIR03	z.B. D ynamisch , I mpuls, R echts, Sensor Nr. (hier Sensor 3); Angabe in Ns
3. DKZL (DKZR)	D ynamisch - K ontaktzeit L inks (R echts);
4. DGIL (DGIR)	D ynamisch, G esamt I mpuls L inks (R echts); Angabe in Ns

Tabelle 2.4-2: Beispiele für die Nomenklatur der Parameter für die Auswertung der dynamischen Messung

Im Unterschied zur statischen Messung wird hier nicht der mittlere Plantardruck an den jeweiligen Sensoren berücksichtigt. Vielmehr werden die während des einzelnen Schrittes maximal aufgetretenen Druckwerte (Amplituden) je Sensor registriert. Unter dynamischen Bedingungen werden von der Schrittphase und der Bodenkontaktzeit abhängige Plantardrücke gemessen, die über eine Durchschnittsbildung über die gesamte Schrittphase nicht beurteilbar sind. Ein Beispiel: Erfolgt beim Abrollvorgang eine isolierte Fersenbelastung mit einem konstanten Druck von 5 N/cm^2 über zehn Millisekunden und im Anschluss eine Vorfußbelastung über zwanzig Millisekunden, fällt der Druckmittelwert über diesen Zeitraum bei konstanten Einzeldruckwerten im Vorfußbereich doppelt so hoch aus wie im Fersenbereich. Dies gilt bei konstanten Einzeldruckwerten. Hierdurch wird eine Druckmehrbelastung im Vorfußbereich vorgetäuscht. Eine weitere Rolle spielt die Tatsache, daß es beim Seitenwechsel von Stand- und Spielbein zu einer Überlappungsphase kommt. In dieser Phase wird zum Zeitpunkt $t = n$ ein Teil des Plantardruckes der Metatarsalköpfchen des Standbeines auf die Ferse des werdenden Standbeines zum Zeitpunkt $t = n+1$ übertragen. Es erfolgen also in diesem Bereich Druckwerterhebungen im Wechsel belasteter und unbelasteter Zustände. Einen genaueren Aufschluss über den räumlichen und zeitlichen Verlauf des Plantardruckes am jeweiligen Messort geben die dynamischen Impulsmessung (durch Drucksummation), sowie die Bodenkontaktphasen im Kapitel **3.2.2.5** auf Seite 74.

Auch hier werden die erhobenen Parameter hinsichtlich Mittelwert, Standardabweichung, Maximum und Minimum statistisch ausgewertet.

Die tabellarische Auflistung der Ergebnisse befindet sich im Anhang (Tabelle 6.1-3 bis Tabelle 6.1-6, ab Seite 93).

Ziel dieser Untersuchung ist es, die Frage zu beantworten, ob es in diesen Messungen am gehenden Probanden einen gruppen - und somit für die Rheumatoide Arthritis krankheitsspezifischen Unterschied des Druck- bzw. Impulsverteilungsmusters gegenüber der Vergleichsgruppe gibt.

2.4.2.2 Schwerpunktverlaufslinien

2.4.2.2.1 Die physikalischen Grundlagen

Bei den Schwerpunktverlaufslinien handelt es sich um die grafische Darstellung der einzelnen Schwerpunkte im Verlauf eines Schrittes (Lastlinie). Die räumliche Bezugsgröße hierbei ist die Sensormatrix der Fußsohlen; der Schwerpunkt ist der Angriffspunkt der Resultierenden.

Zur Berechnung der Lage des Schwerpunktes werden die Gleichungen des Momentsatzes verwendet.¹⁵

Hierbei werden die Einzelmomente addiert und deren Summe durch die Gesamtkraft dividiert:

SP	Schwerpunkt
LL	Lastlinie
F	Kraft mit der der Sensor belastet wird
L	Koordinaten des Sensors

$$SP = \frac{\sum M_n}{\sum F_n} = \frac{\sum F_n \otimes L_n}{\sum F_n} =$$

$$SP = \frac{F_1 \otimes L_1 + F_2 \otimes L_2 + \dots + F_{16} \otimes L_{16}}{F_1 + F_2 + \dots + F_{16}}$$

$$SP_x = \frac{F_1 \otimes L_{1x} + F_2 \otimes L_{2x} + \dots + F_{16} \otimes L_{16x}}{F_1 + F_2 + \dots + F_{16}}$$

$$SP_y = \frac{F_1 \otimes L_{1y} + F_2 \otimes L_{2y} + \dots + F_{16} \otimes L_{16y}}{F_1 + F_2 + \dots + F_{16}}$$

$$F_n = p_n \otimes A_n$$

$$LL = \frac{\Delta SP}{\Delta t}$$

Abbildung 2.4-3: Formel zur Berechnung der Schwerpunktverlaufslinien¹⁶

2.4.2.2.2 Procedere der Auswertung der Schwerpunktverlaufslinien

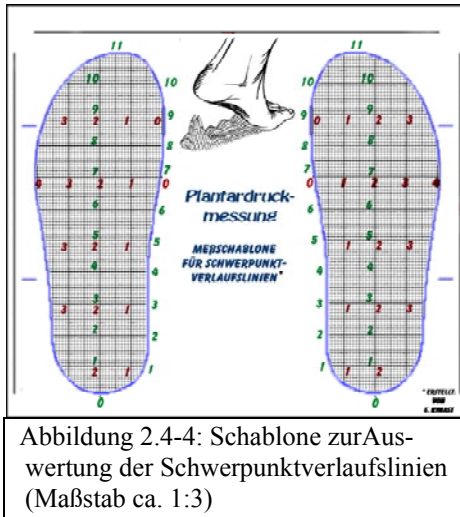


Abbildung 2.4-4: Schablone zur Auswertung der Schwerpunktverlaufslinien (Maßstab ca. 1:3)

Die Auswertung der Schwerpunktverlaufslinien wird durch die Tatsache erschwert, daß eine entsprechende Datenaufbereitung im Sinne einer probandenübergreifenden statistischen Auswertung durch die Software nicht vorgesehen ist. So musste eine Möglichkeit gefunden werden, den Verlauf der Linien entsprechend zu beschreiben. Wir fertigten zu diesem Zwecke eine transparente Folienschablone an, die es dennoch ermöglicht, eine entsprechende Datenerhebung vorzunehmen (siehe Abbildung 2.4-4). Zur Replikation unserer Ergebnisse befindet sich eine Kopie der Schablone im Maßstab 1:1 im Anhang B. Diese muss vor dem Einsatz jedoch im Maßstab 1:1 auf Transparentfolie kopiert werden.

Die Schablone enthält die Konturen der beiden Fußsohlen mit einem Messraster in millimetergenauer Auflösung und vier Eichstriche zur Platzierung auf der Monitoroberfläche. Das Messraster der Fußsohlenfläche entspricht einem kartografischen Koordinatensystem von 40 mm mediolateraler und 110 mm proximal – distaler Ausdehnung je Fuß. Der Nullpunkt des Koordinatensystems jedes Fußes liegt im Schnittpunkt der Tangenten der medialen und proximalen Sohlenbegrenzung. Diese Ausdehnung resultiert aus der optimalen Darstellung der Linien auf dem Computermonitor.

Zum Ablesen der Parameter wurde ein 15 Zoll Monitor mit einer Auflösung von 640 x 480 Bildpunkten verwendet. Das Ansichtsfenster der Software sollte „maximiert“ sein. Die Größe der „Bildschirmsohlen“ kann mit den Reglern der Bildentzerrung den Eichstrichen und Sohlenkonturen der Schablone angepasst werden. Bei handelsüblichen Computermonitoren der Mittelklasse sind diese Regler vorhanden. Konstruktionsbedingt kann der Abstand zwischen der auf der Bildschirmoberfläche befestigten Schablone und der Lumineszenzschicht der Monitorbildröhre bis zu 3 Millimeter betragen. Dadurch können projektionsbedingte Messfehler durch Schrägablesen auftreten. Um dem vorzubeugen empfiehlt es sich, die Ableseprozedur wie folgt zu standardisieren:

- Die horizontale und vertikale Augenhöhe sollte sich im Mittelpunkt des Monitors befinden.
- Der Abstand Augen - Bildschirmoberfläche sollte ca. 60 cm betragen.
- Vor dem Ablesen ist die Kopfhaltung durch vorherige Kongruenzkontrolle der Eichstriche zu überprüfen.

2.4.2.2.3 Die untersuchten Parameter der Schwerpunktverlaufslinien, Untersuchungsziel

Die Schwerpunktverlaufslinien (Abkürzung: SVL) wurden auf folgende Parameter untersucht:

1. Die Koordinaten des proximalen Anfangs (Abkürzung 1. bis 4. in Tabelle 2.4-3) und des
2. distalen Endes der SVL, gemittelt über 5 Schritte (Abkürzungen 5.-8. in Tabelle 2.4-3).
3. Die Koordinaten des Verlaufes bei Ordinatenabschnitt 01-11 cm proximal - distal, gemittelt über 5 Schritte (Abkürzungen 9. und 10. in Tabelle 2.4-3)
4. Den Betrag der maximalen Streuung und
5. Die Koordinaten der maximalen Streuung der SVL (Abkürzungen 11.-16. in Tabelle 2.4-3).
6. Den Betrag der Streuung bei Ordinatenabschnitt Zentimeter 01-11 proximal - distal, gemittelt über 5 Schritte (Abkürzungen 17 und 18 in Tabelle 2.4-3).

Analog der Parameternomenklatur bei den vorab beschriebenen Messungen wurden folgende Abkürzungen eingeführt:

Abkürzung	Deutung	(Koordinatenangabe und Beträge in cm)
1. SVLXAL	Schwerpunktverlaufslinie X - Koordinate (medio - lateral), Anfang, Links	
2. SVLYAL	Schwerpunktverlaufslinie Y - Koordinate (proximal - distal), Anfang, Links	
3. SVLXAR	Schwerpunktverlaufslinie X - Koordinate (medio - lateral), Anfang, Rechts	
4. SVLYAR	Schwerpunktverlaufslinie Y - Koordinate (proximal - distal), Anfang, Rechts	
5. SVLXEL	Schwerpunktverlaufslinie X - Koordinate (medio - lateral), Ende, Links	
6. SVLYEL	Schwerpunktverlaufslinie Y - Koordinate (proximal - distal), Ende, Links	
7. SVLXER	Schwerpunktverlaufslinie X - Koordinate (medio - lateral), Ende, Rechts	
8. SVLYER	Schwerpunktverlaufslinie Y - Koordinate (proximal - distal), Ende, Rechts	
9. SVLXL02*	Schwerpunktverlaufslinie, entspr. Abszissenwert X Links bei Y = 02* cm	
10. SVLXR09*	Schwerpunktverlaufslinie, entspr. Abszissenwert X Links bei Y = 09* cm	
	*Koordinatenerhebung im Abstand von einem Zentimeter bei Y= 01 bis 11 cm	
11. MAXSL	Wert (Betrag) der maximalen Streuung der SVL, Links	
12. MAXSR	Wert (Betrag) der maximalen Streuung der SVL, Rechts	
13. MAXSXL	maximalen Streuung der SVL , X - Koordinate (medio - lateral), Links	
14. MAXSYL	maximalen Streuung der SVL , Y - Koordinate (proximal - distal), Links	
15. MAXSXR	maximalen Streuung der SVL , X - Koordinate (medio - lateral), Rechts	
16. MAXSYR	maximalen Streuung der SVL , Y - Koordinate (proximal - distal), Rechts	
17. SVSXL02*	Schwerpunktverlaufslinie, Streuung, entspr. Abszissenwert X Links bei Y = 02* cm	
18. SVSXR09*	Schwerpunktverlaufslinie, Streuung, entspr. Abszissenwert X Rechts bei Y = 09* cm	
	*Koordinatenerhebung im Abstand von einem Zentimeter bei Y= 01 bis 11 cm	

Tabelle 2.4-3: Nomenklatur der Parameter für die Auswertung der Schwerpunktverlaufslinien

Neben der Auswertung von Mittelwert, Standardabweichung, Maximum und Minimum wird bei den Schwerpunktverlaufslinien auch die Anzahl der jeweils erhebbaren Messwerte statistisch ausgewertet.

Diese Notwendigkeit ergab sich aus der Tatsache, daß an einigen Messorten vereinzelt oder regulär keine korrespondierenden Messwerte zu erheben waren. Grund dafür war die spezifische Elongation bzw. Amplitude der Schwerpunktverlaufslinien an den empirisch vorgegebenen Messorten.

So kann zum Beispiel naturgemäß keine Schwerpunktsverlaufslinie die Fußspitze, Ordinate Y= 11 cm, erreichen. Das Erreichen dieses Ordinatenpunktes würde vielmehr einem Sturz über die Fußspitze entsprechen und hätte ein Abbruch-

kriterium dargestellt. Die tabellarische Auflistung der Ergebnisse befindet sich im Anhang (Tabelle 6.1-7 bis Tabelle 6.1-10, ab Seite 97).

Diese Untersuchung soll die Frage beantworten, ob es in unseren Messungen am gehenden Probanden ein gruppen- und somit für die Rheumatoide Arthritis krankheitsspezifischen Unterschied der Schwerpunktverlaufslinien zu denen der Vergleichsgruppe gibt.

2.4.2.3 Darstellung der Druckwerte als „Druckgebirge“

In einem weiteren Untermenü kann der Druckverlauf als Druckgebirge dargestellt werden. Diese Darstellung ist möglich als Standbild oder als Animation des zeitlichen Druckverlaufes mit frei festzulegenden Intervallen. Hierbei kann der virtuelle Standpunkt des Betrachters geändert werden (vorn, hinten, links und rechts).

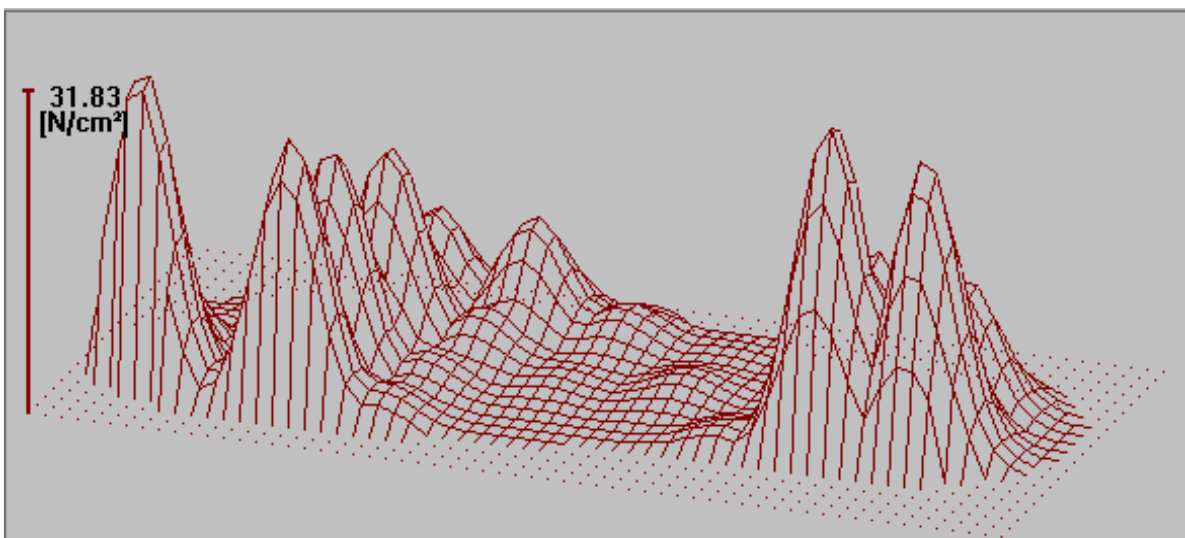


Abbildung 2.4-5: Druckgebirge

Diese Darstellung demonstriert grafisch zwar sehr gut den Druckverlauf an der Fußsohle beim Gehen, sie ist jedoch wegen der komplexen Darstellung der Messwerte nur bedingt für quantitative Auswertungen zu verwenden. Das Menü der dynamischen Druckwertdarstellung (Abbildung 2.4-2, Seite 12) ermöglicht hierüber hinaus einen leichteren Zugang zu den entsprechenden Druckwerten.

2.4.2.4 Bodenkontaktphasen

In der Messphase -h- (Abbildung 2.3-4, Seite 9) werden neben der Druck- und Impulsermittlung auch die Schrittphasenparameter durch die Software aufbereitet. Im Menü Phasen \ Tabellarisch wird tabellarisch und als Balkendiagramm die Zeitdauer der Druckeinwirkung dargestellt. Die Angaben erfolgen in Millisekunden und Prozent. Die Bodenkontaktphasen werden in Auftritt - (Rückfuß), Abstütz- (Mittelfuß) und Abstoßphase (Vorfuß) unterteilt.

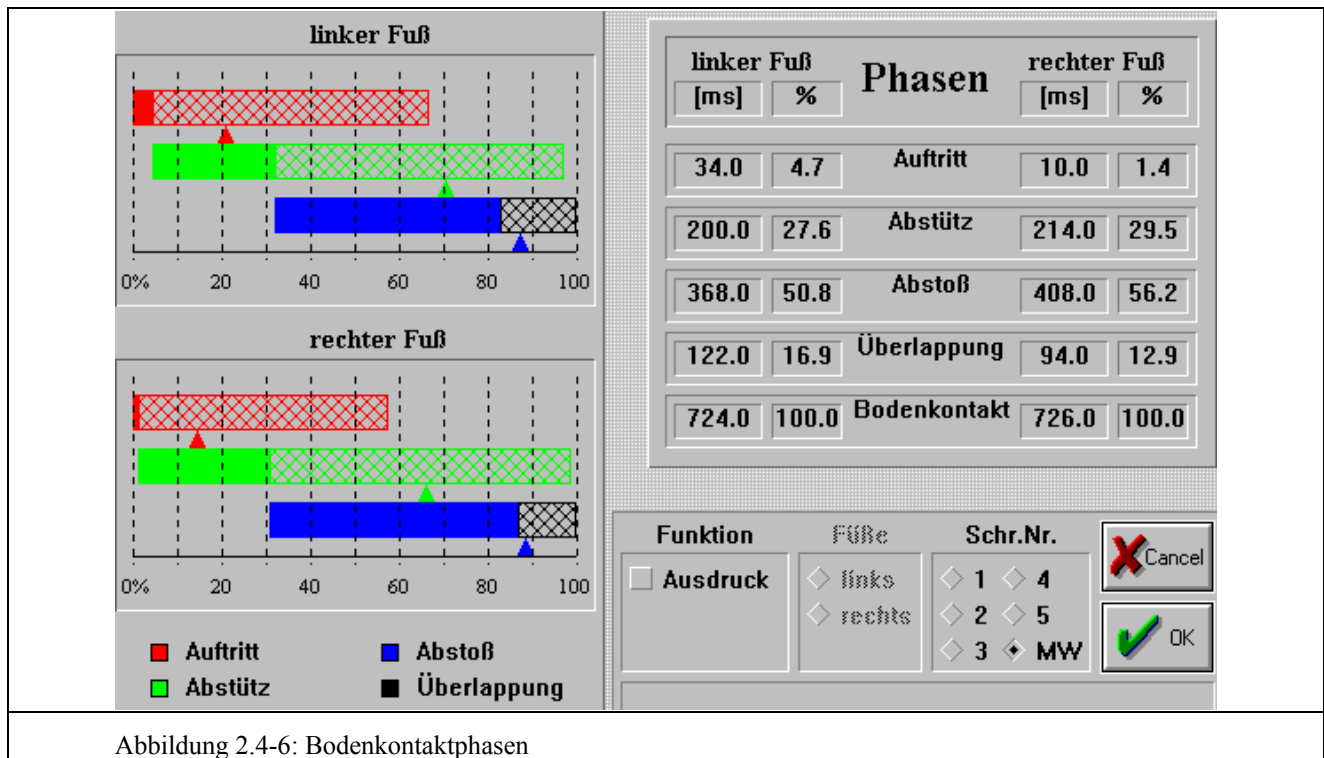


Abbildung 2.4-6: Bodenkontaktphasen

Den einzelnen Phasen sind folgende der 24 Sensoren zugeordnet (zur Lokalisation der einzelnen Sensoren siehe auch Abbildung 2.3-3, Seite 8):

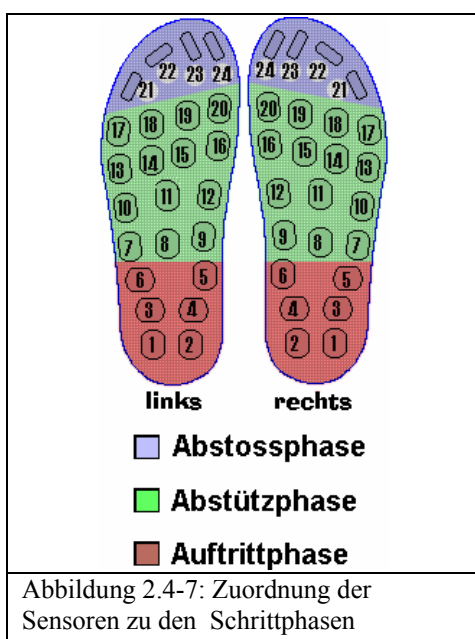


Abbildung 2.4-7: Zuordnung der Sensoren zu den Schrittphasen

- Auftrittphase (rot) Sensor-Nr. 1-6
- Abstützphase (grün) Sensor-Nr. 7-20
- Abstoßphase (blau) Sensor-Nr. 21-24

Diese Farbcodierung findet sich auch in der Balkendiagramm - Darstellung in Abbildung 2.4-6 wieder:

- Auftrittphase roter Balken
- Abstützphase grüner Balken
- Abstoßphase blauer Balken
- Überlappungsphase schwarzer Balken

Die Überlappungsphase ist die Phase des gemeinsamen Bodenkontaktes beider Füße (Seitenwechsel von Stand- und Spielbein).

2.4.2.4.1 Durch die Studie erfasste Parameter der Bodenkontaktphasen, Untersuchungsziel

- Die Mittelwerte (über alle 5 Doppelschritte) der Bodenkontaktdauer werden für jede der 4 Bodenkontaktphasen (inklusive der Überlappungsphase) in Millisekunden und in Prozent der Gesamtkontaktzeit je Schritt ausgewertet.

Hier gelten folgende Abkürzungen:

Abkürzung	Deutung (Zeitangaben in ms)
1. BPtrotL	Bodenkontaktphase: Zeit [t], rot (Auftrittphase, nach obiger Farbcodierung), links
2. BPtgrünL	Bodenkontaktphase: Zeit [t], grün (Auftrittphase, nach obiger Farbcodierung), links
3. BPtblauL	Bodenkontaktphase: Zeit [t], blau (Auftrittphase, nach obiger Farbcodierung), links
4. BPtrotR	Bodenkontaktphase: Zeit [t], rot (Auftrittphase, nach obiger Farbcodierung), rechts
5. BPtgrünR	Bodenkontaktphase: Zeit [t], grün (Auftrittphase, nach obiger Farbcodierung), rechts
6. BPtblauR	Bodenkontaktphase: Zeit [t], blau (Auftrittphase, nach obiger Farbcodierung), rechts
7. BP%rotL	Bodenkontaktphase: in %, rot (Auftrittphase, nach obiger Farbcodierung), links
8. BP%grünL	Bodenkontaktphase: in %, grün (Auftrittphase, nach obiger Farbcodierung), links
9. BP%blauL	Bodenkontaktphase: in %, blau (Auftrittphase, nach obiger Farbcodierung), links
10. BP%rotR	Bodenkontaktphase: in %, rot (Auftrittphase, nach obiger Farbcodierung), rechts
11. BP%grünR	Bodenkontaktphase: in %, grün (Auftrittphase, nach obiger Farbcodierung), rechts
12. BP%blauR	Bodenkontaktphase: in %, blau (Auftrittphase, nach obiger Farbcodierung), rechts
13. BPBkzL (R)	Bodenkontaktphase: Bodenkontaktzeit links (bzw. rechts) in ms

Tabelle 2.4-4: Nomenklatur der Parameter für die Auswertung der Bodenkontaktphasen

Die erhobenen Parameter werden statistisch nach Mittelwert, Standardabweichung, Maximum und Minimum ausgewertet.

Die tabellarische Auflistung der Ergebnisse befindet sich im Anhang (Tabelle 6.1-11 und Tabelle 6.1-12, ab Seite 101). Es soll die Frage beantwortet werden, ob bei den Bodenkontaktphasen Unterschiede zwischen den Rheumatikern und den Probanden der Vergleichsgruppe bestehen.

2.4.2.5 Der Kraftverlauf

Unter dem Menüpunkt „Phasen \ Gesamtbild - Kraftverlauf“ (Abbildung 2.4-8) der Software ist die Kraftsummenkurve für alle 5 Doppelschritte zu finden. Die Kraftsummenkurve resultiert aus der Summe der auftretenden Kräfte in der Auftritt-, Abstütz- und Abrollphase in ihren zeitlichen Verläufen. Die Darstellung beginnt mit dem Fuß, der die dynamische Messung eingeleitet hat. Dabei wird auf der Abszisse die Messzeit (Beginn der dynamischen Messung zur Zeit $t=0$) in [ms] und auf der Ordinate die Bodenreaktionskraft in [N] dargestellt. Diese Übersichtsdarstellung soll eine schnelle Orientierung über alle 5 Schritte ermöglichen. Durch entsprechendes Hineinzoomen in einen bestimmten Zeitabschnitt sind isolierte Untersuchungen über frei zu wählende Zeitintervalle möglich.

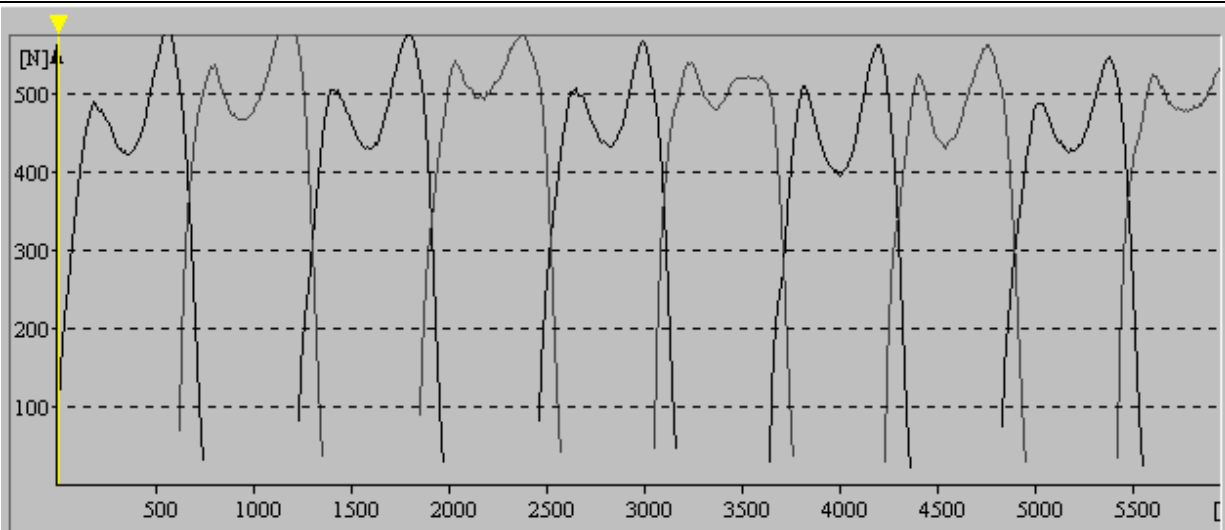


Abbildung 2.4-8: Phasen \ Gesamtbild - Kraftverlauf

Die isolierte Doppelschrittauflösung dieser Darstellung (Menü „Phasen\ Einzelschritt - Kraftverlauf“) reflektiert jeweils nur einen Doppelschritt pro Bildschirmanzeige. Jeder der fünf Doppelschritte kann hier angewählt und hinsichtlich seines Zeit- / Kraftverlaufes untersucht werden. Im Unterschied zur oben beschriebenen Darstellung kann mit dieser Option der Kraftverlauf des linken mit dem des rechten Fußes bei einem Doppelschritt direkt verglichen werden. Hierbei wird der Kraftverlauf während der Abrollbewegung für die einzelnen Phasen und als Summenbild dargestellt.

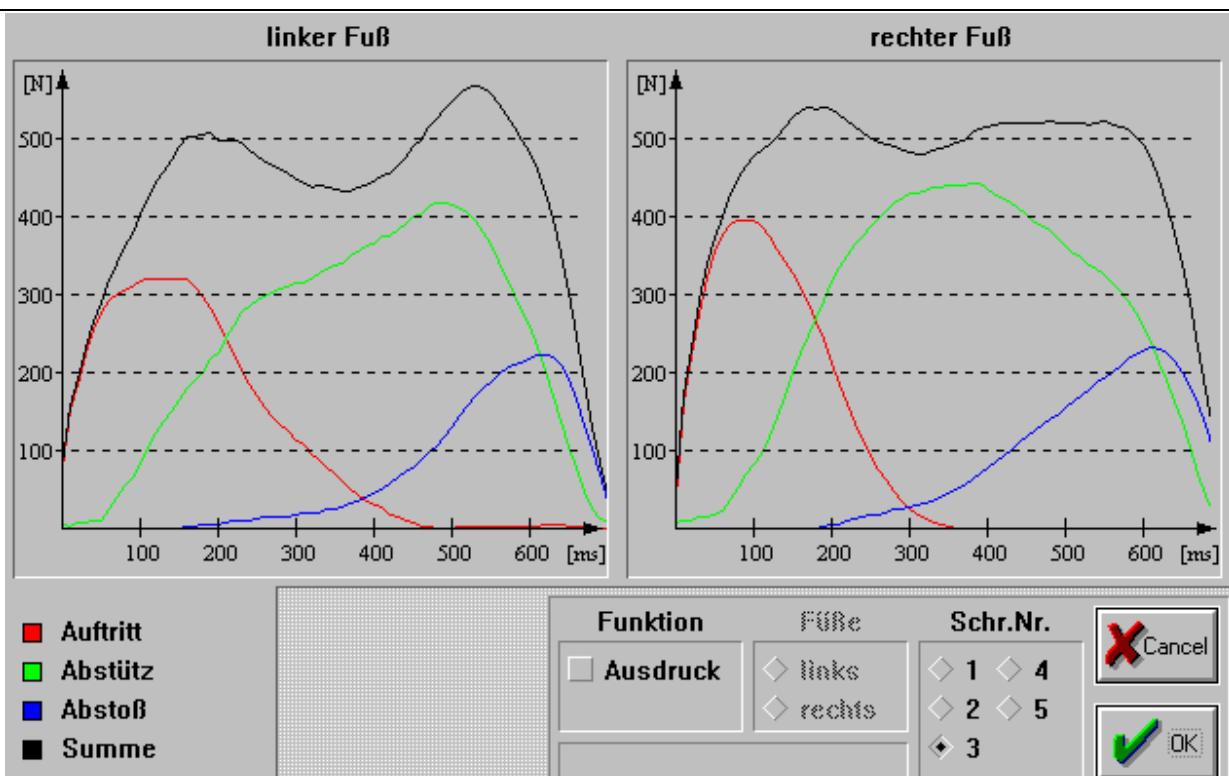


Abbildung 2.4-9 Einzelschritt - Kraftverlauf

2.4.2.5.1 Die untersuchten Parameter des Kraftverlaufes, Untersuchungsziel

Es gelten hier die selben Farb- und Sensorkodierungen wie bei den Bodenkontaktphasen (s.a Abbildung 2.4-7):

Auftrittphase (rot)	Sensor-Nr. 01-06
Abstützphase (grün)	Sensor-Nr. 07-20
Abstoßphase (blau)	Sensor-Nr. 21-24

Die schwarze Kurve gibt die Summation der sich addierenden Kräfte wieder.

Die Kraftverläufe während des 3. Doppelschrittes wurden auf folgende Parameter hin untersucht:

- Zeit / Kraft - Koordinaten jeder der 3 Kraftverläufe sowie der Summationskurve für:
 - a) Anfang: der Kraftwert wird hier in chronologisch erstmals größer null.
 - b) Ende (1. Die Kraft beträgt wieder null, d.h. die Kurve tangiert die Abszisse oder
2. der Schritt ist beendet, die hier auftretenden Restkräfte resultieren aus dem Schuhbinnendruck)
 - c) Schnittpunkte der Kurven
 - d) Maxima
 - e) Minima
- Form der Summationskurve (hier werden vor allem Abweichungen von der sich bereits während der Messungen als typisch erwiesenen Sattelform berücksichtigt)

Analog zur Parameternomenklatur bei den vorab beschriebenen Messungen wurden folgende Abkürzungen eingeführt:

Abkürzung	Deutung
1. KA-Grau(t)-l	Kurvenanfang, grau (Summationskurve), Zeit [t] / Abszisse, links ; in ms
2. KA-Grau(F)-l usw.	Kurvenanfang, grau (Summationskurve), Kraft [F] / Ordinate, links ; in N
3. KE-Grün(F)-r	Kurvenende, grün (Abstützphase) Kraft [F] / Abszisse, rechts ; in N
4. KE-Blau(t)-l usw.	Kurvenende, blau (Abstoßphase) Zeit [t] / Ordinate, links ; in ms
5. SP(t)Rot/Grün-l	Schnittpunkt , Zeit [t] / Abszisse, rot/grün - links
6. SP(F)Rot/Grün-r usw.	Schnittpunkt , Kraft [F] / Ordinate, rot/grün - rechts
7. SF-l	Abweichung von der Sattelform der Kraftsummationskurve, links
8. SF-r	Abweichung von der Sattelform der Kraftsummationskurve, rechts

Tabelle 2.4-5: Beispiele zur Nomenklatur der Parameter für die Auswertung der Kraftverläufe

Die erhobenen Parameter wurden zu Mittelwert, Standardabweichung, Maximum und Minimum statistisch ausgewertet. Die tabellarische Auflistung der Ergebnisse befindet sich im Anhang (Tabelle 6.1-13 bis Tabelle 6.1-16, ab Seite 103). Ziel dieser Untersuchung ist es, zu klären, ob die Messungen der Kraftverläufe der Rheumatiker und der Vergleichsgruppe Unterschiede zeigen.

3 Ergebnisse

3.1 Auswertung der Anamnesebögen und der orthopädischen Untersuchungsbefunde

Nach jeder Messung wurden die erhobenen Messwerte mit dem Probanden erörtert. Grobe Auffälligkeiten, wie zum Beispiel eine übermäßige Belastung des Fußinnenrandes, konnten so nochmals anamnestisch hinterfragt werden. So ein Hinweis konnte zum Beispiel die atypische Abnutzung von Schuhsohlen sein. Die Ergebnisse konnten so in die Auswertung einfließen.

3.1.1 Vergleichsgruppe

Eine Gruppe Fussgesunder dient bei der Interpretation unserer Messungen und Ergebnisse als Referenzgruppe.

Von den insgesamt 64 Probanden befinden sich 31 Probanden in der Vergleichsgruppe. Hiervon sind 17 Probanden männlichen und 14 Probanden weiblichen Geschlechts. Sie sind durchschnittlich $30 \frac{12}{12}$ Jahre alt (Anmerkung: 12. Monat nicht vollendet). Die Standardabweichung beträgt $10 \frac{4}{12}$ Jahren das Maximum $54 \frac{3}{12}$ Jahren und das Minimum $13 \frac{9}{12}$ Jahre.

Die bei den Messungen ermittelte Bodenreaktionskraft ist der aus dem Körpergewicht des Probanden resultierenden Gewichtskraft direkt proportional. Das Körpergewicht und die Körpergröße sind weitere Indikatoren für die Beanspruchung ossärer und ligamentärer Strukturen, nicht zuletzt des Fußes. Zur Körpergrößen / und - Gewichtsverteilung wird auf Tabelle 6.1-17, Seite 107 im Anhang, verwiesen. Der Ernährungszustand wird mit Hilfe der Broca – Formel zur Bestimmung des Sollgewichtes in Kilogramm eingestuft. Hierbei wird von dem Betrag der Körpergröße in Zentimetern der Betrag von 100 subtrahiert. Die physiologische Variationsbreite des Körpergewichts wird mit Schwankungen von

<i>Funktion</i>	<i>GEW/KG</i>	<i>GRÖßE/CM</i>	<i>BROCA</i>
Mittelwert:	71,0	173,8	-2,8
Standardabw.:	9,0	7,0	9,8
Maximum:	85,0	186,0	18,0
Minimum:	55,0	160,0	-16,0

Tabelle 3.1-1: Körpergröße und - Gewichtsverteilung in der Vergleichsgruppe

10-20% des Sollgewichtes angegeben.¹⁷ Hiernach besteht in dieser Gruppe durchschnittlich ein eutropher Ernährungszustand. Neun Probanden lagen oberhalb des Sollgewichtes, mit einem Maximum von Broca + 18 kg, eine Probandin war normgewichtig und einundzwanzig Probanden lagen unterhalb des Sollgewichtes, mit einem Minimum von Broca -16 kg. Unter Berücksichtigung

der zwanzigprozentigen Variationsbreite sind 3 Probanden übergewichtig (Maximum 6 kg Übergewicht bei einer Körpergröße von 160 cm und einem Gewicht von 78 kg) und 2 Probanden untergewichtig (Maximum 1 kg Untergewicht bei einer Körpergröße von 170 cm und einem Gewicht von 55 kg).

3.1.1.1 Eigenanamnese

Bei der Erhebung der Eigenanamnese gaben fünf der einunddreißig Probanden aus der Vergleichsgruppe Supinations- oder Pronationstraumen der Sprunggelenke, eine Probandin zwei derartige Traumen an. Alle Verletzungen wurden konservativ therapiert. Das jüngste derartige Ereignis lag bei einem 54-jährigen männlichen Probanden ca. 7 ½ Monate zurück. Seit ca. 6 Monaten war er beschwerdefrei. Ein 26-jähriger Proband zog sich 10 Jahre vor der Messung eine Überdehnung des lateralen Seitenbandes anlässlich einer Distorsion des rechten Kniegelenkes zu. Er war bereits 6 Monate nach dem Trauma wieder völlig beschwerdefrei. Ein 31-jähriger männlicher Proband berichtete über eine oberflächliche Stichverletzung des linken Fußrückens im Bereich des Os Metatarsale III in seinem fünften Lebensjahr. Aufgrund der Wundverunreinigung wurde eine erweiterte Wundversorgung mit Debridement erforderlich. Eine ossäre Beteiligung bestand nicht. In der aktuellen orthopädischen Untersuchung ergaben sich bei reizlosen Narbenverhältnissen keine Auffälligkeiten oder Funktionseinschränkungen. Das Debridement stellte im übrigen bei den Probanden dieser Gruppe den einzigen operativen Eingriff an den Extremitäten im speziellen und am Skelett im erweiterten Sinne dar. Der Definition dieser Gruppe gemäß führten diese Traumata zum Zeitpunkt der Messung weder zu einer in der orthopädischen Untersuchung nachweisbaren Funktionseinschränkung, noch zu einer auffälligen Beeinträchtigung des Gangbildes.

Weiterhin wurde bei den Probanden dieser Gruppe bei einem 24-jährigen Mann eine komplikationslos verheilte post-traumatische Unterarmfraktur links festgestellt, welche er sich 1983 zuzog. Dieser erlitt außerdem 9 Wochen vor der Messung eine traumatische Luxation der rechten Schulter, die nach konservativer Therapie zum Messzeitpunkt symptomfrei war. Eine Beeinflussung der Messung, zum Beispiel durch eingeschränkte Pendelbewegungen des rechten Armes kann deshalb weitestgehend ausgeschlossen werden. Ein weiterer, 25-jähriger Proband litt seit dem 5. Lebensjahr an einer habituellen Schulterluxation rechts. Bei zum Messzeitpunkt unauffälliger Klinik blieb auch sie irrelevant. Ein 43-jähriger Proband klagte gelegentliche Lumbalgien, verursacht durch eine geringgradige rechtskonvexe Skoliose der LWS (Scheitelwinkel 10°, palpatorisch in Höhe L3). Auch er ist zur Messung beschwerdefrei.

Eine 21-jährige Probandin gab an, seit dem Kindesalter an Lumbalgien zu leiden. Es bestand bereits zu diesem Zeitpunkt eine linkskonvexe Skoliose im thorakolumbalen Übergang mit einem Scheitelwinkel von ca. 10 Grad. Zur Messung bestand völlige Beschwerdefreiheit.

Als internistische Nebenerkrankungen gibt es in dieser Gruppe lediglich ein Grenzwerthypertonus von RR 160 / 90 bei einer 51-jährigen Probandin. Er wurde bis dahin nicht medikamentös therapiert. Ursache für das im Vergleich zur Rheumatikergruppe weitgehende Fehlen von internistischen Nebenerkrankungen dürfte hier das jüngere Durchschnittsalter sein.

Die Frage nach Erkrankungen mit möglicher Beteiligung des Skelettsystems im Kindes- und Jugendalter wurde, in Erweiterung der oben genannten, von einer 27-jährigen Probandin bejaht. Sie berichtete eine rezidivierende, bis zu 2 mal jährlich auftretende Angina tonsillaris. Rheumatische Begleitsymptome wie Gelenk-, Herz- und Nierenbeteiligung wurden verneint.

Tabelle 3.1-2 zeigt eine Zusammenfassung der erhobenen eigenanamnestischen Befunde.

Lokalisation	Prävalenz / Zeitpunkt
Vorfuß:	1 Proband mit einer oberflächlichen Stichverletzung im Fußrückenbereich (vor 24 Jahren, Debriement)
Sprunggelenk:	5 ProbandInnen mit 6 Suppinations - / Pronationstraumen (2 des linken, 4 des rechten Sprunggelenkes; Zeitraum links 1991 und 1996; rechts 1983, 1986, 1991, 1993
Kniegelenk:	1 Außenbandüberdehnung (Distorsionstrauma rechts, vor 10 Jahren)
Wirbelsäule:	2 Skoliosen mit gelegentlich auftretenden Lumbalgien (siehe oben, hereditär)
obere Extremität:	2 Schulterluxationen: 1. habituelle Schulterluxation rechts mit Erstluxation 1976; 2. traumatische Schulterluxation rechts 1996 1 Unterarmfraktur links 1983

Tabelle 3.1-2: Prävalenz ossärer und artikulärer Deformitäten und Traumata in der Vergleichsgruppe

Probandin	Absatzhöhe in cm	Dauer der Anwendung
01	5,0	selten (in etwa 1 mal pro Jahr)
02	5,0	gelegentlich (in etwa 1 mal pro Monat)
03	5,0	gelegentlich (in etwa 1 mal pro Monat)
04	6,0	regelmäßig (5 bis 7 Tage pro Woche, mindestens 6 Stunden täglich)
05	6,0	regelmäßig (5 bis 7 Tage pro Woche, mindestens 6 Stunden täglich)
06	7,0	gelegentlich (in etwa 1 mal pro Monat)

Tabelle 3.1-3: Vorfußbelastung durch Schuhwerk in der Vergleichsgruppe

Schuhwerk: 6 Probandinnen der Vergleichsgruppe gaben an, daß sie in den letzten 5 Jahren (auch) Schuhwerk mit Absätzen größer als 2 cm benutzten:

3.1.1.2 Jetztanamnese

Entsprechend der Definition dieser Gruppe litt zum Messzeitpunkt kein Proband an akuten oder chronischen Erkrankungen des Binde- und Stützgewebes.

Auffälligkeiten im Gangbild oder subjektive Beschwerden beim Gehen bestanden nicht. Ebenso traten Erkrankungen an Diabetes mellitus, arterieller Verschlusskrankheit oder Erkrankungen des zentralen oder peripheren Nervensystems nicht in Erscheinung.

Medikamentenanamnese: Neun der vierzehn weiblichen Probanden dieser Gruppe nahmen regelmäßig orale Kontrazeptiva ein. Eine weitere regelmäßige Medikamenteneinnahme lag in dieser Gruppe nicht vor.

Anmerkung: Insbesondere wurde die Einnahme von Analgetika hinterfragt, da diese potentielle „Schmerzquellen“ verschleiern und durch eine Anästhesierung der Fußsohle zu einer Änderung des Abrollvorganges führen könnten. Eine derartige Anästhesierung ist zwar beim Rheumatiker durch seine zumeist gleichzeitige Medikation mit Glukokortikoiden, nichtsteroidalen Antiphlogistika und Basismedikationen durchaus vorhanden, ist aber für eine Referenzgruppe nicht als typisch anzusehen.

3.1.1.3 Orthopädischer Untersuchungsbefund

Die Probanden jeder Gruppe wurden vor dem Messvorgang einer ausführlichen orthopädischen Untersuchung unterzogen. In der Vergleichsgruppe führen objektive Auffälligkeiten in Anamnese, Gangbild, orthopädischer Untersuchung sowie subjektive Beschwerden zum Ausschluss.

So entfällt hier eine tabellarische quantitative Auswertung der Punktprävalenz neurologischer, motorischer und vaskulärer Defizite, wie sie beim Rheumatiker vorgenommen werden mußte.

Lokalbefund, untere Extremität:

Die durchschnittliche Schrittlänge, gemessen von der Fußspitze des Standbeines bis zur Ferse des Spielbeines, betrug in dieser Gruppe beidseits 54,06 cm. Die Standardabweichung betrug 6,41 cm bei einem Maximum von 70,00 cm und einem Minimum 41,00 cm. Bei einem Toleranzbereich von 2 cm waren keine signifikanten Seitendifferenzen erkennbar.

Bei der Fußform unterscheidet man nach Zehenlänge drei Formen¹⁸:

- I. Ägyptischer Fuß: gleichmäßige abnehmende Zehenlänge von der I. bis zur V. Zehe,
- II. Griechischer Fuß: der II. Strahl überragt die Großzehe,
- III. Kubischer / Quadratischer Fuß: Es besteht eine Überlänge einzelner Phalangealknochen (Typ I); um ein längeres Os Metatarsale II im Vergleich zu den anderen Mittelfußknochen (Typ II) oder eine Kombination von beiden (Typ III)

In der Vergleichsgruppe wurden 13 (41,9 %) Probanden mit ägyptischer, 4 (12,9 %) Probanden mit griechischer und 14 (45,2 %) Probanden mit kubischen Fußformen angetroffen. Dies entspricht etwa der prozentualen Verteilung nach Calderon, der 1974 1000 Füße nach diesen Kriterien untersuchte und eine prozentuale Verteilung der ägyptischen / griechischen / quadratischen Fußform von 43% / 20% / 37% fand.¹⁹

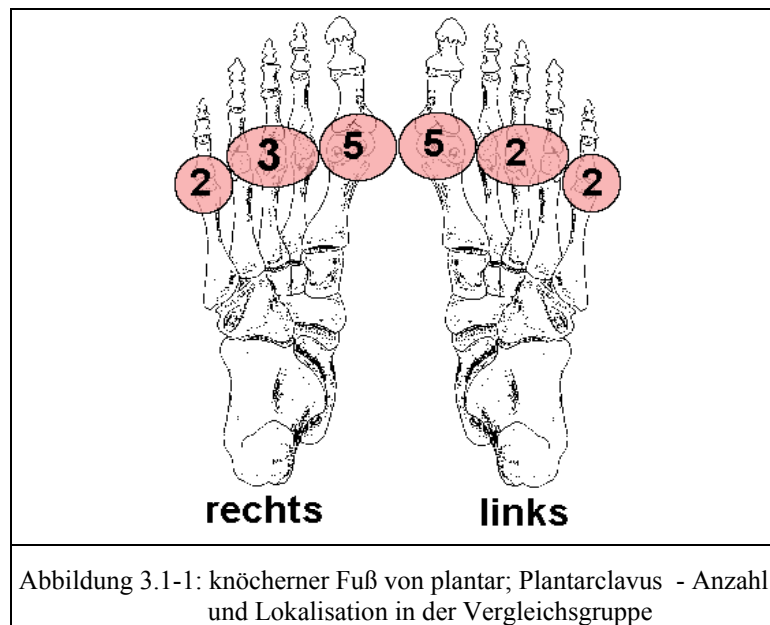
Die quantitative Auswertung der inspektorischen und palpatorischen Untersuchung ergab folgende pathologische Befunde bei der Anzahl (n) von 31 Probanden:

Vorliegen von: bei n (%) Probanden			Vorliegen von: bei n (%) Probanden		
	rechts	links		rechts	links
Spreizfuß	16 (51,6%)	16 (51,6%)	Beinlängendifferenz ¹	3 (9,7%)	2 (6,4%)
Senkfuß	11 (35,5%)	11 (35,5%)	Fußheberdefizit	0 (0,0%)	0 (0,0%)
Knickfuß	3 (9,7%)	4 (12,9%)	Fußsenkerdefizit	0 (0,0%)	0 (0,0%)
Hammerzehen	0 (0,0%)	1 (3,2%)	Einbeinstanddefizit	0 (0,0%)	0 (0,0%)
Krallenzehen	1 (3,2%)	1 (3,2%)	Trendelenburgzeichen	0 (0,0%)	0 (0,0%)
Hallux valgus	12 (38,7%)	13 (41,9%)	Genu varum	2 (6,1%)	2 (6,1%)
Clavus	7 (22,6%)	5 (16,1%)	Reflexdefizit:	0 (0,0%)	0 (0,0%)
Plantarwarze	0 (0,0%)	2 (6,4%)	Patellarsehnenreflex	0 (0,0%)	0 (0,0%)
Narben	0 (0,0%)	1 (3,2%)	Achillessehnenreflex	0 (0,0%)	0 (0,0%)

¹ Beckenschiefstand zugunsten der re. / li. Seite

Tabelle 3.1-4: Prävalenz pathologischer Befunde in der orthopädischen Untersuchung bei n (%) von 31 Probanden der Vergleichsgruppe

Da der Clavus ein möglicher Indikator für das Vorliegen chronisch erhöhter lokaler Druckwerte am Fuß ist, wurden sein Vorliegen und darüber hinaus seine Lokalisation noch einmal gesondert ermittelt. Abbildung 3.1-1 zeigt die Prävalenz und Lokalisation plantarer Clavi in der Vergleichsgruppe.



Eine Metatarsalgie im Bereich der Metatarsalköpfchen lag bei keinem Probanden dieser Gruppe vor.

3.1.2 Gruppe der Rheumatiker

Von den insgesamt 64 befanden sich 33 Probanden in der Gruppe der an Rheumatoider Arthritis Erkrankten. Acht Probanden waren männlichen und 25 Probanden weiblichen Geschlechtes. Bei einer Standardabweichung von $16^{10/12}$ Jahren, einem Maximum von $85^{4/12}$ und einem Minimum von $19^{7/12}$ Jahren beträgt das Durchschnittsalter $54^{2/12}$ Jahre.

Zur Körpergrößen / und - Gewichtsverteilung siehe Tabelle 3.1-5 bzw. Tabelle 6.1-17 im Anhang. Auch in dieser Gruppe liegt durchschnittlich ein eutropher Ernährungszustand vor. 17 Probanden liegen oberhalb des Sollgewichtes,

<i>Funktion</i>	<i>GEW/KG</i>	<i>GRÖßE/CM</i>	<i>BROCA</i>
Mittelwert:	67,0	167,8	-0,8
Standardabw.:	12,1	9,4	12,2
Maximum:	98,0	192,0	27,0
Minimum:	40,0	150,0	-25,0

Tabelle 3.1-5: Körpergröße und - Gewichtsverteilung in der Vergleichsgruppe

bei einem Maximum von Broca +27 kg. Eine Probandin erfüllt das Sollgewicht, 15 Probanden liegen unterhalb des Sollgewichtes mit einem Minimum von Broca -25 kg.

Unter Berücksichtigung der 20 prozentigen Variationsbreite sind 5 Probanden übergewichtig (Maximum 14,4 kg Übergewicht bei einer Körpergröße von 160 cm und einem Gewicht von 90

kg) und 4 Probanden untergewichtig (Maximum 8,0 kg Untergewicht bei einer Körpergröße von 160 cm und einem Gewicht von 40 kg).

3.1.2.1 Eigenanamnese

Erkrankungen mit möglicher Beteiligung des Skelettsystems im Kindes- und Jugendalter wurden von 5 Probanden und Probandinnen angegeben. Zwei Probandinnen klagten über eine chronisch rezidivierende Angina tonsillaris, die jedoch zunächst ohne rheumatische Beschwerden blieb.

Eine weitere Probandin berichtete eine im 4. Lebensjahr diagnostizierte Rachitis mit seitdem beidseits persistierendem Genu varum. Zudem hatte sie in früher Jugendzeit eine Hilus - Tbc ohne bekannte ossäre Beteiligung.

Bei den beiden anderen, männlichen Probanden war eine Erstmanifestation der juvenilen Rheumatoiden Arthritis unterschiedlicher Ausprägung aufgetreten.

Proband 1 ist ein 19 jähriger Patient, der seit 1993 an einer juvenilen Rheumatoiden Arthritis leidet. Die Handwurzel- und Fingergelenke, Ellenbogengelenke, Knie- und Sprunggelenke sind beidseits befallen. Seit 1990 ist ein Morbus Scheuermann bekannt.

Die durchschnittliche Erkrankungsdauer an Rheumatoider Arthritis beträgt 8,3 Jahre (Standardabweichung 9,8 Jahre; Maximum 38,0 Jahre; Minimum 0,2 Jahre).

Von den 33 Probanden zeigten 19 eine Erhöhung des Rheumafaktors (Maximum während des klinischen Aufenthaltes: Ig M RF = 359,7). In 17 Fällen erfolgte die Feststellung des röntgenologischen Rheumastadiums.²⁰ Zwei mal wurde das Stadium 4, neun mal das Stadium 3 und ein mal das Stadium 2 diagnostiziert. In fünf Fällen ergab sich ein radiologisch unauffälliger Befund.

Tabelle 3.1-6 zeigt eine Zusammenfassung der Prävalenz und Lokalisation rheumatischer Beschwerden, Bewegungseinschränkungen und operativer Eingriffe bei n (%) Probanden der RA- Gruppe.

Lokalisation Symptom		Wirbelsäule	obere Extremität	Hüftgelenk	Kniegelenk	Sprunggelenk	Zehen- grundgelenk
Lokalisation rheumatischer Entzündung	rechts	2 (6,1%)	20 (60,6%)	10 (30,3%)	21 (63,6%)	21 (63,6%)	16 (48,5%)
	links	2 (6,1%)	22 (66,67 %)	10 (30,3%)	19 (57,6%)	20 (60,6%)	16 (48,5%)
Bewegungs- einschränkung	rechts	1 (3,0%)		3 (9,1%)	3 (9,1%)	2 (6,1%)	
	links	1 (3,0%)		3 (9,1%)	2 (6,1%)	2 (6,1%)	
operative Eingriffe	rechts		5 (15,2%)	2 (6,1%)	7 (18,2%)	1 (3,0%)	1 (3,0%)
	links	1 (3,0%)	2 (6,1%)	1	4 (15,2%)		
hiervon künstlicher Gelenkersatz	rechts		2 (6,1%)	2 (6,1%)	5 (15,2%)		
	links		1 (3,0%)	1 (3,0%)	3 (9,1%)		

Tabelle 3.1-6, Eigenanamnese: Prävalenz und Lokalisation rheumatischer Beschwerden, Bewegungseinschränkungen und operativer Eingriffe bei n (%) Probanden der RA- Gruppe

Zehn Probanden wiesen in der Anamnese operative Eingriffe am Skelettsystem auf:

Proband Nr.:	Zeitpunkt der OP	Art / Lokalisation des Eingiffs
01	06/1995	Synovektomie rechtes Handgelenk + rechtes Sprunggelenk
02	1989 1992 1995	Synovektomie rechtes Kniegelenk Knie - Totalendoprothese rechts Knie - Totalendoprothese links
03	1995	Entfernung eines Weichteiltumors des rechten Vorfußes im Bereich des III.-IV. Metatarsalköpfchens, von dorsal
04	1992 1996	Synovektomie aller Metatarsal / Phalangealgelenke Synovektomie aller Metacarpal / Phalangealgelenke.
05	1995	Hüftgelenksendoprothese rechts
06	1975 1977 1989 1990 1990	Synovektomie beider Kniegelenke Synovektomie beider Handgelenke prothetischer Ersatz der Metacarpal - Phalangealgelenke beidseits Kniegelenksendoprothese rechts Entfernung eines Nucleus Pulposus Prolaps im Segment L2/3 links
07	1991 1992	Knie - Totalendoprothese rechts Knie - Totalendoprothese links
08	1996	Synovektomie rechtes Handgelenk
09	1987 02/1996	Kniegelenktotalendoprothese rechts, Hüftgelenktotalendoprothese links Kniegelenktotalendoprothese links, Hüftgelenktotalendoprothese rechts
10	1994	Knie- und Ellenbogengelenktotalendoprothese rechts

Tabelle 3.1-7: Prävalenz operativer Eingriffe in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis

Vier der dreiunddreißig Probanden dieser Gruppe gaben Traumen mit ossären Verletzungen an:

Proband Nr.:	Zeitpunkt des Traumas	Art der Verletzung	Therapie	funktionelle Residuen
01	1956 1958	Tibiafraktur links Tibiafraktur links + Fraktur linke Großzehe	konservativ konservativ konservativ	Gonarthrose keine keine
02	1964	Mittelfuß- und Sprunggelenkfraktur rechts	konservativ	keine keine
03	1987	Fraktur oberes Sprunggelenk	konservativ	Bewegungseinschränkung: P/D.- flex. 5/0/5°
04	1984 + 1990	Handgelenkfraktur rechts	konservativ	endgradige Bewegungseinschränkung

Tabelle 3.1-8: Prävalenz ossärer und artikulärer Verletzungen in der RA- Gruppe

Schuhwerk und Gehhilfen: Analog zu den 6 Probandinnen der Vergleichsgruppe gaben in dieser Gruppe 12 Probandinnen an, daß sie im Laufe ihres Lebens (auch) Schuhwerk mit mehr als 2 cm messenden Absätzen trugen. Wegen ihrer Erkrankung benutzen in den letzten 5 Jahren nur noch 5 Probandinnen entsprechende Absatzschuhe.

Probandin	Absatzhöhe in cm	Dauer der Anwendung
01	5,0	regelmäßig (5 bis 7 Tage pro Woche, mindestens 6 Stunden täglich)
02	4,0	regelmäßig (5 bis 7 Tage pro Woche, mindestens 6 Stunden täglich)
03	5,0	regelmäßig (5 bis 7 Tage pro Woche, mindestens 6 Stunden täglich)
04	6,0	regelmäßig (5 bis 7 Tage pro Woche, mindestens 6 Stunden täglich)
05	4,0	selten (in etwa 1 mal pro Jahr)

Tabelle 3.1-9: Vorfußbelastung durch Schuhwerk in der RA- Gruppe

Weiterhin berichtete eine Probandin über das regelmäßige Tragen orthopädischer vorfußentlastender Schuhe. In Abhängigkeit von ihrer Schmerzsituation benutze sie gelegentlich zusätzlich Unterarmgehstützen,.

Zwei weitere Probandinnen benutzen Unterarmgehhilfen permanent.

Es sei hier nochmals darauf hingewiesen, daß derartige Hilfsmittel, im Einvernehmen mit den Probanden, zur Messung nicht zur Anwendung kamen.

Über die Rheumatoide Arthritis hinaus bestanden in dieser Gruppe folgende Nebenerkrankungen:

Erkrankung:	Diabetes mellitus	arterieller Hypertonus	Osteoporose
Prävalenz n	3	8	7
(%)	(9,1 %)	(24,2 %)	(21,2 %)

Tabelle 3.1-10: Prävalenz von internistischen Nebenerkrankungen in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis bei n (%) Probanden

3.1.2.2 Jetztanamnese

Die „Jetztanamnese“ bezieht sich auf den Zeitpunkt der Messprozedur. Sie ist nicht identisch mit der aktuellen Anamnese, die zur stationären Aufnahme in der Rheumaklinik Berlin - Buch führte.

Die stationäre Aufnahme erfolgte bei 31 Probanden während eines akuten Schubes einer Rheumatoiden Arthritis zur stationären Abklärung und medikamentösen Einstellung. In zwei Fällen wurde die Diagnose erstmalig gestellt.

Bereits initial erfolgte in der Regel eine hochdosierte Glukokortikoidgabe (Prednisolonstoß von bis zu 50 mg per die) und die Applikation nichtsteroidaler Antiphlogistika in systemisch antiphlogistisch / analgetisch wirksamer Dosierung:

Wirkstoffgruppe	Glukokortikoide	nichtsteroidale Antiphlogistika	Basismedikation	ohne antiphlogistische oder analgetische Medikation
n (Probanden) / (%) von 33	26 (78,8 %)	7 (18,2 %)	17 (51,5 %)	1 (3,0 %)

Tabelle 3.1-11: analgetisch / antiphlogistische Medikation der RA - Gruppe zum Zeitpunkt der Fußdruckmessung

Die applizierte Glukokortikoiddosis betrug zwischen 2 und 50 mg per die, durchschnittlich 12 mg per die.

Als nichtsteroidale Antiphlogistika wurden jeweils einem Probanden verabreicht:

Indometacin (100mg per die), Ibuprofen (750 mg per die), Diclofenac (Tagesdosis 150mg und 100mg), Indometacin (100 mg per die), Piroxicam (20mg per die) und Meloxicam (Tagesdosis 3,25 und 7,5 mg). Ein messbarer, direkter Einfluss der Basismedikationen mit Methotrexat (11 Probanden), Gold (2 Probanden), Chloroquin (3 Probanden) und Cyclosporin A (1 Proband) ist bei einer Latenz bis zu einer immunsuppressiven / antiphlogistischen Wirksamkeit von Wochen bis Monaten²¹ nur schwer verifizierbar. Die Messungen während des stationären Aufenthaltes erfolgten innerhalb von drei bis vier Wochen nach der Aufnahme. Die Erstapplikation oder ein Wechsel der Basismedikation innerhalb dieses Zeitraumes dürfte hier nicht zum Tragen kommen. Ähnlich verhält es sich mit dem Basistherapeutikum der Sulfonamid - Gruppe, das ein weiterer Proband einnahm. Allerdings ist hier von einem früheren Wirkungseintritt auszugehen.

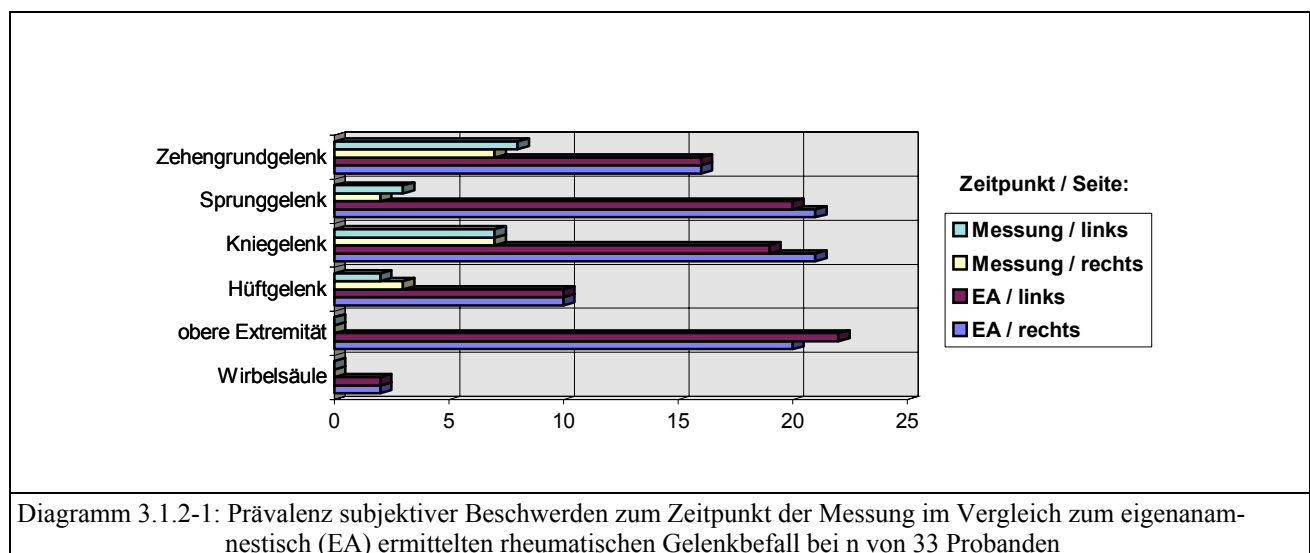
Zur Vollständigkeit der Medikamentenanamnese seien noch die übrigen applizierten Wirkstoffgruppen in dieser Probandengruppe erwähnt: achtzehn Probanden nahmen Medikamente gegen Osteoporose (Vitamin D, Calcium und Östrogen enthaltende Präparate) ein. Radiologische Hinweise für eine Osteoporose waren bei fünf Probanden dieser Gruppe anzutreffen. Acht der Probanden nahmen regelmäßig Antihypertensiva ein, zwei Probanden orale Antidiabetika, während ein Proband Depot H - Insulin subkutan applizierte. Orale Kontrazeptiva wurden in dieser Gruppe nicht eingenommen. Vier Probanden nahmen Vitamin E- Präparate und drei weitere Antacida ein. Einmalig vertretene Präparate sind ein Antidementivum (Tebonin®), ein Psychopharmakon (Amitriptylin®) und ein durchblutungsförderndes Mittel (Ralofekt®).

In Abhängigkeit von der Floridität der rheumatischen Erkrankung, den bereits bestehenden Gelenkdestruktionen und der applizierten Medikation, kam es zu einer Larvierung der initialen Symptomatik, die zur stationären Aufnahme geführt hat. Gleiches gilt für den in Tabelle 3.1-6 auf Seite 28 eigenanamnestisch beschriebenen rheumatischen Gelenkbe-
fall.

Lokalisation Symptom		Wirbel- säule	obere Extremität	Hüft- gelenk	Knie-gelenk	Sprung- gelenk	Zehengrund- gelenk
Schmerzen zur Druckmessung	rechts	0 (0,0 %)	0 (0,0 %)	3 (9,1 %)	7 (21,2 %)	2 (6,1 %)	7 (21,2 %)
	links	0 (0,0 %)	0 (0,0 %)	2 (6,1 %)	7 (21,2 %)	3 (9,1 %)	8 (24,2 %)

Tabelle 3.1-12: Prävalenz und Lokalisation aktueller rheumatischer Beschwerden zum Zeitpunkt der Plantar-
druckmessung

Diagramm 3.1.2-1 zeigt grafisch den Unterschied zwischen den eigenanamnestisch ermittelten rheumatischen Gelenk-
beschwerden und denen zum Zeitpunkt der Messung:



Während 21 Probanden über subjektives Wohlbefinden ohne Einschränkung der Gehstrecke berichteten, gaben noch 12 der 33 Probanden eine schmerzbedingte Reduktion der Gehstrecke auf unter 1000 Meter an. Die subjektiv erträgliche Gehstrecke wurde in einem Fall mit 700 Metern, in drei Fällen mit 500 Metern, in zwei Fällen mit 400 Metern, je ein-
mal mit 200 und 100 Metern, in drei Fällen mit 20 Metern angegeben. Die Gehstrecken unterhalb 100 Meter wurde durch gemeinsames Abschreiten mit dem Messassistenten quantifiziert.

Die Probanden zeigten natürlich nur in einem Intervall erträglicher Schmerzen die Bereitschaft, sich an den Messungen zu beteiligen. Deshalb stellt diese Gruppe weitgehend ein Kollektiv subakut, bzw. grenzwertig akut Erkrankter und optimal therapierter Probanden dar. Als solche dürfte man sie jedoch auch, im Hinblick auf die Ausprägung ihrer sub-
jektiven Beschwerden unter den heute bestehenden medizinischen Bedingungen, mehrheitlich in der ambulanten ärztli-
chen Praxis antreffen.

3.1.2.3 Orthopädischer Untersuchungsbefund

Eine signifikante Einschränkung an einem Gelenk oder eine Seitendifferenz der Beweglichkeit ist bei acht der dreiund-dreißig Probanden nachzuweisen. Als Vergleich wird die in Tabelle 3.1-14, Seite 34 aufgeführte durchschnittliche Beweglichkeit von Erwachsenen herangezogen.

Proband Nr.:	Gelenk	Seite	Extension / Flexion	Abduktion / Adduktion	Außen- / Innen- rotation	Ursache/ Anmerkung
01	Kniegelenk	rechts	0/0/110			Rheumatoide Arthritis
		links	0/0/135			Rheumatoide Arthritis
	Hüftgelenk	rechts	5/0/105			Rheumatoide Arthritis
		links	5/0/120			Rheumatoide Arthritis
02	Hüftgelenk	rechts	10/0/125	45/0/20	5/0/10	Rheumatoide Arthritis
		links	0/0/50	20/0/15	10/0/40	Rheumatoide Arthritis
	Kniegelenk	rechts	5/0/105			Rheumatoide Arthritis
		links	5/0/120			Rheumatoide Arthritis
	Sprunggelenk	rechts	20/0/ 5		10/0/20	Rheumatoide Arthritis
		links	40/0/20 (Plantar-/ Dorsalflexion)		15/0/30 (Pronation / Suppination)	
03	Kniegelenk	rechts	0/10/110			Rheumatoide Arthritis
		links	0/0/120			
04	oberes Sprunggelenk	rechts	0/10/45 - aktiv			Peroneus - Parese nach Bandscheiben- vorfall; Kraftgrad 3-4
			0/0/45 - passiv (Plantar-/ Dorsalflexion)			
05	Hüftgelenk	rechts	10/0/110	45/0/10		Hüft- TEP
		links	10/0/100	40/0/10		Hüft- TEP
	Kniegelenk	rechts	5/0/110			Knie - TEP
		links	5/0/100			Knie - TEP
	Sprunggelenk	rechts	10/0/25			Rheumatoide Arthritis
06	Hüftgelenk	rechts	0/0/110	55/0/10	90/0/40	Rheumatoide Arthritis
		links		55/0/10	90/0/30	Rheumatoide Arthritis
	Kniegelenk	rechts	0/0/115			Rheumatoide Arthritis
		links	0/0/120			Rheumatoide Arthritis
07	oberes Sprunggelenk	rechts	5/0/0			Z.n. Fraktur 1987
			(Plantar-/ Dorsalflexion)			
08	Kniegelenk	links	0/5/120			Rheumatoide Arthritis

Tabelle 3.1-13: pathologische Bewegungseinschränkung von Gelenken der unteren Extremität in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis zum Messzeitpunkt; Angaben nach der Neutral - Null- Methode

Die in Tabelle 3.1-13 nicht aufgeführten Gelenke der unteren Extremität und die Gelenke der hier nicht aufgeführten Probanden haben ein im Normbereich liegendes Bewegungsausmaß (Tabelle 3.1-14). Zudem zeigten sie keine Differenz zur Gelenkbeweglichkeit der Gegenseite.

Gelenk:	Bewegung	Normalbereich
Hüftgelenk	Extension/Flexion	15°/ 0°/130 - 140°
	Ab-/ Adduktion	20 -30°/ 0°/30 - 45°
	Innen-/ Außenrotation	30 -40°/ 0°/40 - 50°
Kniegelenk	Extension/Flexion:	120-150°/0°/5 - 10°
Sprunggelenk	Plantar-/Dorsalflexion:	40 - 50°/0°/20 - 30°
	Pronation/ Suppination:	15°/ 0°/ 35°

Tabelle 3.1-14: Normwerte für die Beweglichkeit der Gelenke der unteren Extremität ²²

Lokalbefund: Tabelle 3.1-15 zeigt eine quantitative Auswertung der Prävalenz neurologischer, motorischer und vaskulärer Defizite der unteren Extremitäten:

Lokalisation Defizit	rechts			links		
	Ober-schenkel	Unter-schenkel	Fuß	Ober-schenkel	Unter-schenkel	Fuß
Puls	A.femoralis 0 (0,0 %)	A.poplitea 3 (9,1 %)	A.dors.ped 7 (21,2 %)	A.femoralis 1 (3,0 %)	A.poplitea 3 (9,1 %)	A.dors.ped 6 (18,2 %)
Motorik	(Hüftbeuger und - Strecker; Kniestre- cker) 4 (12,1 %)	(Kniebeuger, Fußheber und - Senker 5 (15,2 %)	(Zehenbeuger und -Strecker) 1 (3,0 %)	(Hüftbeuger und - Strecker; Knie- strecker) 3 (9,1 %)	(Kniebeuger, Fußheber und - Senker 3 (9,1 %)	(Zehenbeu- ger und -Strecker) 2 (6,1 %)
Sensibilität	0 (0,0 %)	0 (0,0 %)	7 (21,2 %)	0 (0,0 %)	0 (0,0 %)	4 (12,1 %)

Tabelle 3.1-15: Lokalbefund Untere Extremität - Prävalenz vaskulärer motorischer und neurologischer Defizite

Subjektive Beurteilung des Gangbildes durch den Probanden:

Die subjektiven Gelenkbeschwerden der Probanden wurden bereits in Tabelle 3.1-12 auf Seite 32 beschrieben. Über diese hinaus wurde, auch auf Nachfrage, von keinem Probanden eine weitere Beeinträchtigung des Gangbildes geäußert.

Beurteilung des Gangbildes durch den Untersucher:

Die durchschnittliche Schrittlänge, gemessen von der Fußspitze des Standbeines zur Ferse des Spielbeines, beträgt in dieser Gruppe rechts 42,4 cm bei einer Standardabweichung von 8,3 cm und links 42,6 cm bei einer Standardabweichung von 8,7 cm. Das Maximum beträgt beidseits 58,0 cm, das Minimum beidseits 18,0 cm. Die durchschnittliche Schrittlänge liegt somit 11,6 cm unter der der Vergleichsgruppe.

10 Probanden zeigten ein hinkendes Gangbild. In 8 Fällen äußerte sich das als ein Schmerzhinken. Beidseitige Beschwerden bestanden hier in 7 Fällen in mindestens einem Gelenk der unteren Extremität, in einem anderen Fall traten sie nur linksseitig auf (siehe auch Diagramm 3.1.2-1 auf Seite 32). Zwei Mal wurde ein linksseitiges Verkürzungshinken auffällig. Die Beinlängendifferenz betrug hier 2,5cm bzw. 3,0 cm zugunsten links.

Fünf weitere Probanden zeigten eine kurzfristige Störung der Gangrhythmik im Sinne einer isolierten Schmerzepisode während eines einzigen Doppelschrittes.

Hinsichtlich der Fußform ergibt sich in dieser Gruppe folgende Verteilung:

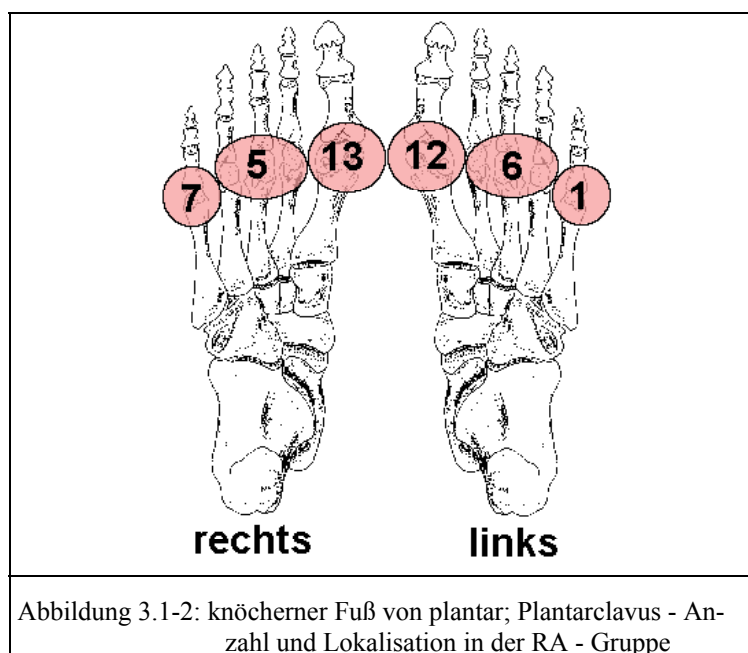
I. Ägyptischer Fuß:	13 Probanden
II. Griechischer Fuß:	10 Probanden
III. Kubischer / Quadratischer Fuß:	9 Probanden

Die quantitative Auswertung der inspektorischen und palpatorischen Untersuchung ergab folgende Anzahl pathologischer Befunde:

Vorliegen von:	bei n (%) Probanden		Vorliegen von:	bei n (%) Probanden	
	rechts	links		rechts	links
Spreizfuß	26 (78,8%)	28 (84,8%)	Beinlängendifferenz*	7 (21,2%)	7 (21,2%)
Senkfuß	13 (39,4%)	13 (39,4%)	Fußheberdefizit	0 (0,0%)	0 (0,0%)
Knickfuß	13 (39,4%)	9 (27,3%)	Fußsenkerdefizit	2 (6,1%)	2 (6,1%)
Hammerzeh	2 (6,1%)	2 (6,1%)	Einbeinstanddefizit	0 (0,0%)	0 (0,0%)
Krallenzeh	11 (33,3%)	11 (33,3%)	Trendelenburgzeichen	0 (0,0%)	0 (0,0%)
Hallux valgus	24 (72,7%)	24 (72,7%)	Genu varum	1 (3,0%)	1 (3,0%)
Clavus	13 (39,4%)	12 (36,4%)	Reflexdefizit:	1 (3,0%)	2 (6,1%)
Plantarwarze	0 (0,0%)	2 (6,1%)	Patellarsehnenreflex	2 (6,1%)	2 (6,1%)
Narben	1 (3,0%)	1 (3,0%)	Achillessehnenreflex	2 (6,1%)	2 (6,1%)
* Beckenschiefstand zugunsten der re. / li. Seite			Nachweis pathologischer Befunde		

Tabelle 3.1-16: Prävalenz pathologischer Befunde in der orthopädischen Untersuchung bei n (%) von 33 Probanden der RA- Gruppe

Schließlich erfolgte auch in dieser Gruppe die Erfassung der Clavuslokalisation und - Prävalenz im Bereich der Fußsohle:



3.2 Auswertung der Messungen

Im Kapitel 6.1 im Anhang sind die gruppenbezogenen statistischen Auswertungen aller erhobenen Parameter tabellarisch dargestellt. Während sich die Spaltenbeschriftung der Tabellen des Kapitels 6.1 aus dieser Parameternomenklatur ergibt, leitet sich die Zeilenbeschriftung aus den zur Auswertung verwendeten Formeln ab:

Zeile	Formel
Anzahl:	n
Mittelwert:	$\frac{\sum x}{n}$
Standardabweichung:	$\sqrt{\frac{n \sum x^2 - (\sum x)^2}{n^2}}$
Maximum:	Max (x)
Minimum:	Min (x)

Die Anzahl (n) des betrachteten Parameters wird nur bei den Messungen gesondert aufgeführt, in denen sie von der Anzahl der in diesem Zusammenhang betrachteten Probanden abweicht. Das trifft vor allem für die kartografischen Auswertungen der Schwerpunktverlaufslinien (Abbildung 2.4-2, Seite 12; sowie Diagramm 3.2.2-9, Seite 71) zu.

Wie es sich in den Auswertungen zeigen wird, ist eine alleinige Analyse des Mittelwertes im Einzelfall unzulänglich. Würde zum Beispiel in der statischen Druckmessung ein Proband nur auf dem linken, ein anderer ausschließlich auf dem rechten Bein stehen, ergäbe dies in dieser Gruppe eine Durchschnittsverteilung von 50 Prozent je Fuß. Eine ausgewogene plantare Druckverteilung zwischen rechtem und linken Fuß würde somit nur vorgetäuscht werden.

Hier zeigt die Standardabweichung eine höhere Sensitivität, da sie Ausbrüche der Messwerte reflektiert und somit ein indirektes Maß für die Ordnung im Sinne von Regelmäßigkeit der Messergebnisse darstellt. Die Standardabweichung ist die durchschnittliche Abweichung vom Mittelwert.

Maximum und Minimum des Parameters geben den größten bzw. kleinsten gemessenen Wert an.

3.2.1 Statische Messungen

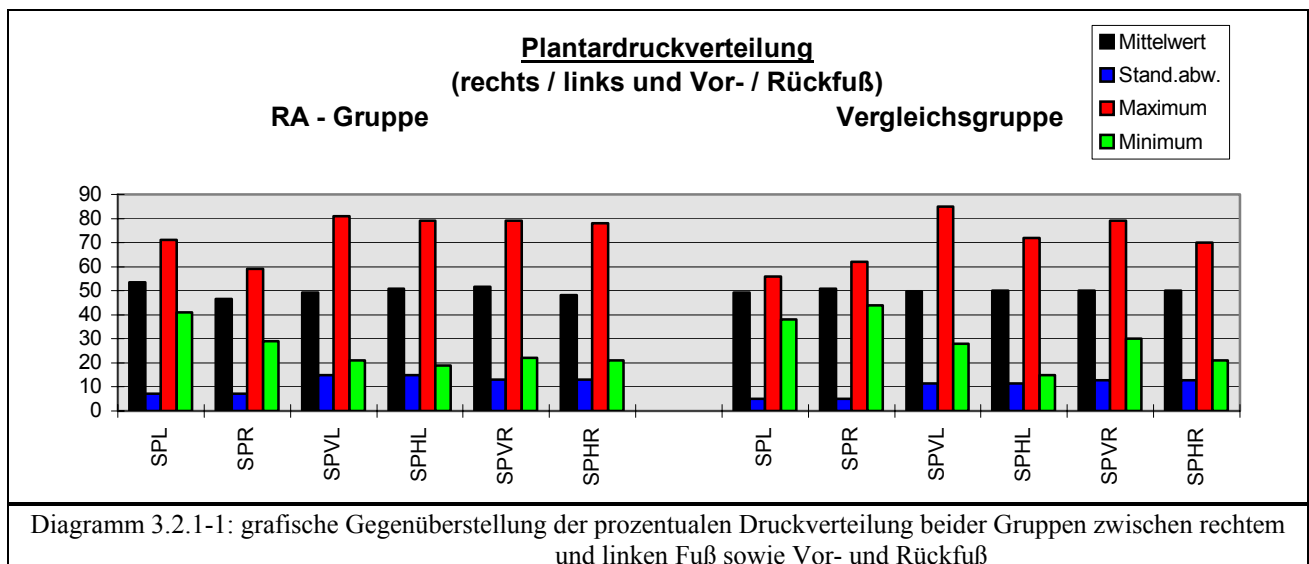
3.2.1.1 Fuß- und Fußzonenbezogene prozentuale plantare Druckverteilungen

In diesem Kapitel werden Plantardruckverteilungen auf herstellerseitig definierte Sensorgruppen betrachtet. Zum einen geschieht das im Vergleich der Sensorgruppen des rechten und linken Fußes, zum anderen der Sensoren des Vor- und Rückfußes (Definition siehe Abbildung 3.2-1 auf Seite 39) des jeweiligen Fußes. Eine ausführliche Beschreibung der Parameter, ihrer Nomenklatur (Spaltenbezeichnung), sowie der Untersuchungsziele sind dem Kapitel 2.4.1.1 Seite 11 sowie ggf. dem Abkürzungsverzeichnis auf Seite 109 zu entnehmen. Im Anhang werden in Tabelle 6.1-1 und Tabelle 6.1-2 (ab Seite 91) die Ergebnisse der statistischen Auswertung der untersuchten Parameter vorgestellt.

Im oberen Viertel der Tabelle befinden sich die Druckverteilungsparameter zum Gesamtdruck zwischen dem linken und rechten Fuß ([SPL] : [SPR]) und zwischen Vor- und Rückfuß, jeweils des linken bzw. des rechten Beines ([SPVL]: [SPHL] und [SPVR]: [SPHR]). Zur besseren Übersicht seien diese Parameter hier noch einmal tabellarisch und grafisch gegenübergestellt:

	Rheumatoide Arthritis (RA)						Vergleichsgruppe (VG)					
Name / Funktion	SPL	SPR	SPVL	SPHL	SPVR	SPHR	SPL	SPR	SPVL	SPHL	SPVR	SPHR
Mittelwert:	53,52	46,48	49,24	50,76	51,70	48,30	49,19	50,81	49,87	50,13	50,06	49,94
Standabw.	7,11	7,11	14,90	14,90	13,14	13,14	5,18	5,18	11,54	11,54	12,70	12,70
Maximum:	71,00	59,00	81,00	79,00	79,00	78,00	56,00	62,00	85,00	72,00	79,00	70,00
Minimum:	41,00	29,00	21,00	19,00	22,00	21,00	38,00	44,00	28,00	15,00	30,00	21,00

Tabelle 3.2-1: tabellarische Gegenüberstellung der prozentualen Druckverteilung beider Gruppen zwischen rechtem und linken Fuß sowie Vor- und Rückfuß



3.2.1.1.1 Prozentuale Plantardruckverteilung zwischen linkem und rechten Fuß

Vor der Durchführung der Messung wurde jeder Proband angewiesen, in Neutral- Null - Stellung den plantaren Druck möglichst gleichmäßig zwischen linkem und rechtem Fuß sowie zwischen Vor- und Rückfuß zu verteilen.

Aus dem gebildeten Mittelwert ist erkennbar, daß dies offensichtlich in der Vergleichsgruppe (VG) besser gelingt als in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis (RA). Während sich bei der Druckverteilung der Vergleichsgruppe im Durchschnitt eine verhältnismäßig ausgeglichene Druckverteilung zwischen linkem und rechtem Fuß ergibt (49,19 Prozent links zu 50,81 Prozent rechts), zeigen sich beim Rheumatiker weniger ausgewogenere Verhältnisse (53,52 Prozent links zu 46,48 Prozent rechts).

Auch in der Standardabweichung bestätigen sich diese Verhältnisse. Hier werden auch beim Rheumatiker deutlich höhere Werte, als Maß für die durchschnittlich erhöhte Abweichung von der per Instruktion angestrebten gleichmäßigen Druckverteilung, ermittelt.

Eine größere Standardabweichung bedeutet in diesem Zusammenhang eine probandenübergreifend durchschnittlich höhere Abweichung von der angestrebten aequibaren Druckverteilung auf beide Füße. Sie ist somit ein Maß für die reduzierte Potenz des Probanden zur Beeinflussung der Regelgröße Druckverteilung auf beide Füße.

Betrachtet man die entsprechenden Maxima, so wird beim Rheumatiker eine maximale „Einbeinbelastung“ von 71,00 Prozent des Gesamtdruckes gemessen, während es in der Vergleichsgruppe lediglich 62,00 Prozent waren. Die hierzu korrespondierenden Minima stehen in logischem und arithmetischem Zusammenhang und müssen somit nicht isoliert diskutiert werden. So resultiert aus einer Linksbeinbelastung von 71 Prozent eine Belastung der Gegenseite von 29 Prozent und umgekehrt.

Es sei darauf hingewiesen, daß ähnliche Abhängigkeiten auch in anderen Spalten der Tabelle bestehen, zum Beispiel Vor- und Rückfußbelastung einer Seite hinsichtlich Mittelwert und Standardabweichung.

3.2.1.1.2 Prozentuale Druckverteilung zwischen Vor- und Rückfuß

Nach Martin und Nork wird der Vorfuß durch das Tarso - Metatarsalgelenk (Lisfranc) vom Mittelfuß getrennt und dieser durch das quere Tarsalgelenk (Chopart) vom Rückfuß.^{23, 24.}

Eine genaue Differenzierung in Vor-, Mittel- und Rückfuß ist mit dem Parotec - System nur bedingt möglich. Das liegt daran, daß die zur Verfügung stehenden Messsohlen die Flächen von jeweils 2 Schuhgrößen abdecken und demzufolge keine millimetergenaue Projektion von der Fuß- auf die Messsohle zulassen. Die Software fasst die Sensoren 1 - 9 zum Rückfuß zusammen (rot markierte Sensoren in Abbildung 3.2-1), die also nach oben genannten Definitionen auch den Mittelfuß enthalten, und stellt sie dem Vorfuß (blau markierte Sensoren) gegenüber.

Die Standardabweichungen der prozentualen Vor- und Rückfuß- Druckverteilung ergeben in der RA-Gruppe 14,9 Prozent links und 13,14 Prozent rechts. In der Vergleichsgruppe sind das links 11,54 Prozent und 12,70 Prozent auf der rechten Seite (siehe auch Tabelle 3.2-1, Seite 37).

Hinsichtlich der Mittelwerte werden ähnliche Verhältnisse wie bei der Druckverteilung zwischen rechtem und linken Fuß erkennbar. In der Vergleichsgruppe wird das geforderte Ideal einer durchschnittlichen gleichmäßigen Vor- und Rückfußbelastung von jeweils 50 Prozent beinahe erreicht. Die Vorfußbelastung links ([SPVL]) beträgt 49,78 % und rechts ([SPVR]) 50,06 %. Somit wird „das Ziel“ nur um 0,13 Prozent links und 0,06 Prozent rechts verfehlt. Dagegen schneidet die Gruppe der Rheumatiker hier ebenfalls schlechter ab. Die Abweichung beträgt hier bei einer Vorfußbelastung links ([SPVL]) von 49,24 % und rechts ([SPVR]) von 51,70%) 0,76 Prozent links und 1,7 Prozent rechts. Das entspricht etwa dem fünf - bis achtundzwanzigfachen Wert der Referenzgruppe. Auf die in diesem Zusammenhang eingeschränkte Aussagefähigkeit des Mittelwertes wurde bereits hingewiesen.

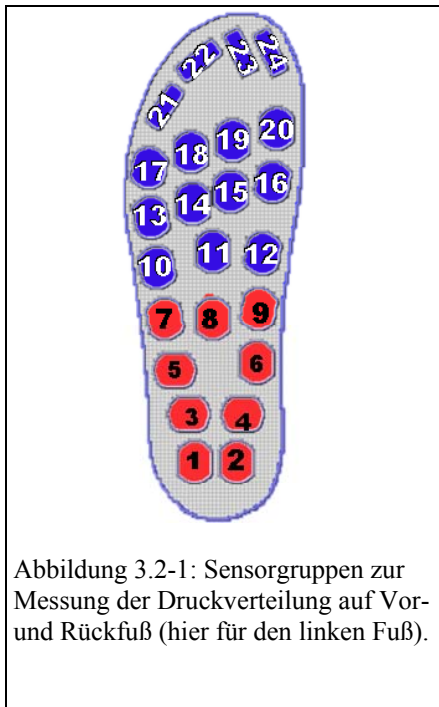


Abbildung 3.2-1: Sensorgruppen zur Messung der Druckverteilung auf Vor- und Rückfuß (hier für den linken Fuß).

Bemerkenswert ist der Wert des Maximums der Vorfußbelastung links ([SPVL]) von 85 Prozent in der Vergleichsgruppe. Bei völlig leerer Eigen- und Unfallanamnese zum Achsenorgan und ausgeglichener Beinlängendifferenz kann dieser Wert nur im Sinne einer mangelnden Compliance gewertet werden. Er wurde an einem 52-jährigen männlichen Probanden gemessen, der zum Zeitpunkt der Messung keine Auffälligkeiten des Gangbildes zeigte oder subjektiven Beschwerden angab.

Das Maximum der Vorfußbelastung beträgt in der Vergleichsgruppe 85 Prozent, bei den Rheumatikern 81 Prozent. Um so erstaunlicher ist, daß trotz größerem Maximum der Druckverteilung in der Vergleichsgruppe eine höhere Homogenität der Daten (siehe Standardabweichungen) vorliegt. Die Standardabweichung hingegen beträgt bei den Rheumatikern 14,90 und in der Referenzgruppe 11,54. Dies stützt die Vermutung, daß es sich bei dem o.g. Maximum der Referenzgruppe um eine zufällige Abweichung handelt. Der zweithöchste Wert der Vorfußbelastung liegt im übrigen in der Vergleichsgruppe bei 64,0 Prozent, bei den Rheumatikern bei

79,0 Prozent.

Zusammenfassend kann, unter Berücksichtigung der Standardabweichungen der Plantardruckverteilung, festgestellt werden, daß den Rheumatikern ein Ausbalancieren einer gleichmäßigen Vor- und Rückfußbelastung weniger gut gelingt, als den Probanden der Vergleichsgruppe.

3.2.1.1.3 Auswirkung von Beinlängendifferenzen auf die Plantardruckverteilung

Die Rheumatiker haben eine höhere Prävalenz an Beinlängendifferenzen als die Referenzgruppe (siehe vergleichend Tabelle 3.1-16 auf Seite 35 und Tabelle 3.1-2 auf Seite 24). So stellt sich die Frage, ob sich diese Tatsache in den Plantardrücken widerspiegelt.

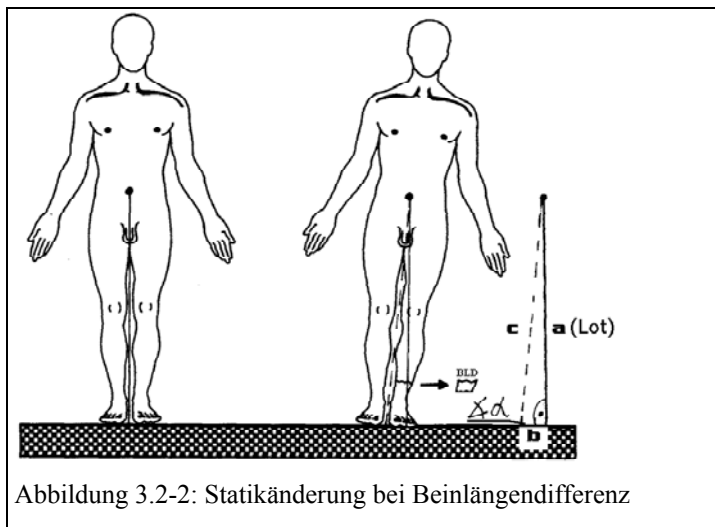


Abbildung 3.2-2: Statikänderung bei Beinlängendifferenz

Plantardrücken widerspiegelt.

In der linken Hälfte von Abbildung 3.2-2 wird bei seitengleicher Beinlänge eine Kongruenz von Körperachse und Lot des Körperschwerpunktes erkennbar. Bei seitengleicher Beinlänge würden somit auf jedes Bein 50 Prozent der Gewichtskraft und damit der gemessenen Bodenreaktionskraft entfallen. Diese Kongruenz ist bei nicht kompensierter Beinlängendifferenz aufgehoben. Es kommt zu einer Neigung der Körperachse (Hypotenuse c des rechtwinkligen Dreieckes der rechten

Hälfte von Abbildung 3.2-2) zur verkürzten Seite. Hieraus resultiert eine Lateralisation des Schwerpunktes (Kathete b) und somit auch seiner Projektion auf den Untergrund. Bei einer Beinlängendifferenz eines nichtkompensierenden Probanden, würde man durch die Seitwärtsneigung (Neigungswinkel α in Abbildung 3.2-2) und Verlagerung des Körperschwerpunktes (Kathete „a“ in Abbildung 3.2-2) zur Seite des kürzeren Beines, eine Verlagerung der Gewichtskraft und somit auch eine Zunahme der durch die Messung erfassten Bodenreaktionskraft erwarten. Eine nicht kompensierte Beinlängendifferenz führt zur Seitwärtsneigung des Körpers und zu konsekutiver Vergrößerung des zu tragenden Gewichtskraftanteils des kürzeren Beines. Dies geschieht in Abhängigkeit vom Neigungswinkel und damit auch von der Strecke der Lateralisierung des Körperschwerpunktes (Kathete „b“ des rechtwinkligen Dreieckes in Abbildung 3.2-2). Eine Lateralisierung des Körperschwerpunktes zum Fußrand oder darüber hinaus führt zur Erhöhung der Sturzgefahr. Ziel einer Kompensation ist es also, den Körperschwerpunkt wieder in die physiologische Projektion auf den Boden, möglichst zwischen beide Füße, zu verlagern. Hierzu gibt es mehrere Möglichkeiten. Einer erhöhten Belastung des Fußaußenrandes des kürzeren Beines wird durch eine stärkere Abduktion im ipsilateralen und eine verstärkte Adduktion im kontralateralen Hüftgelenk entgegengewirkt.²⁵ Weitere Möglichkeiten der Kompensation bestehen in einer Flexion im Kniegelenk des längeren Beines oder in der Spitzfußstellung des verkürzten Beines. Ein erhöhter Plantardruck im Vorfußbereich des kürzeren Beines wäre im letzteren Fall zu erwarten.

Während unserer statischen Messung wurden die Probanden instruiert, die Neutral – Null – Stellung einzunehmen und den Plantardruck möglichst gleichmäßig auf beide Fußsohlen, sowie Vor- und Rückfuß, zu verteilen. Hierbei sollten, definitionsgemäß, die Fersen nebeneinander gestellt werden, die Kniegelenke durchgedrückt (gestreckt) und eine aufrechte Körperhaltung eingenommen werden. Ziel dieser Instruktion war es, o.g. Kompensationsmechanismen durch Ab- und Adduktion in den Hüftgelenken sowie Flexion im Kniegelenk des längeren Beines aufzuheben. Unter diesen Voraussetzungen sollte eine Kompensation aufgehoben, oder nur noch durch eine Spitzfußstellung der verkürzten Seite ermöglicht werden. Die Spitzfußstellung wäre durch eine Plantardruckerhöhung, bzw. prozentuale Mehrbelastung, im Vorfußbereich der verkürzten Seite nachweisbar. Ein nicht kompensierender Proband mit Beinlängendifferenz hingegen müsste hierbei im Vergleich zur Gegenseite eine prozentuale Mehrbelastung des gesamten Fußes aufweisen, wie dies bereits bei den Erläuterungen zu Abbildung 3.2-2 beschrieben wurde.

Tabelle 3.2-2 zeigt die Plantardruckverteilung bei Probanden mit Beinlängendifferenz beider Gruppen. Ausschließlich die unterstrichenen Werte kennzeichnen hinsichtlich ihrer Konstellation seitenrichtig die in der orthopädischen Untersuchung festgestellten Beinlängendifferenz. Allein sie bestätigen durch ihre Plantardruckkonstellation seitenrichtig die fehlende Kompensation oder den o.g. kompensatorischen Prozess der Spitzfußstellung auf der verkürzten Seite.

RA - Gruppe					Vergleichsgruppe				
Pro-band	BLD re. (cm)	SPL : SPR	SPVL : SPHL	SPVR : SPHR	Pro-band	BLD re. (cm)	SPL : SPR	SPVL : SPHL	SPVR : SPHR
01	+2,5	46 : 54	<u>74 : 26</u>	31:69	01	+ 0,5	<u>55 : 45</u>	44:56	32:68
02	+2,0	<u>51 : 49</u>	42:58	61:39	02	+ 0,5	<u>54 : 46</u>	32:68	35:65
03	+1,0	47 : 53	<u>57:43</u>	58:42	03	+ 0,5	45 : 55	41:59	39:61
04	+1,0	<u>56 : 44</u>	35:65	40:60	04	- 1,0	53 : 47	45:55	<u>64:36</u>
05	+1,0	<u>55 : 45</u>	40:60	60:40	05	- 0,5	54 : 46	46:54	<u>58:42</u>
06	+1,0	45 : 55	45:55	50:50					
07	+0,5	<u>53 : 47</u>	39:61	48:52					
08	-1,0	<u>41 : 59</u>	43:57	45:55					
09	-1,0	<u>49 : 51</u>	53:47	<u>54:46</u>					
10	-1,0	61 : 39	42:58	<u>69:31</u>					
11	-1,5	53 : 47	25:75	36:64					
12	-1,5	<u>45 : 55</u>	48:52	41:59					
13	-2,5	60 : 40	81:19	<u>57:43</u>					
14	-3,0	<u>47 : 53</u>	46:54	22:78					

Tabelle 3.2-2: Ausmaß und Seitenlokalisierung der Beinlängendifferenzen (BLD) in der RA- und VG- Gruppe (BLD; positiv, wenn BLD zugunsten rechts; negativ, wenn BLD zugunsten links) und die dazugehörige Plantardruckverteilung (links / rechts und Vor-/ Rückfuß)

Bei den Rheumatikern ergibt sich nur in 12 von 14 Fällen, das entspricht 85,7 Prozent, tatsächlich eine solche Plantardruckkonstellation, die das Vorliegen der Beinlängendifferenz seitenrichtig bestätigt. In der Vergleichsgruppe trifft das lediglich in 4 von 5 Fällen (entspricht 80,0 Prozent) zu. Bei den anderen, nicht unterstrichenen Werten gibt die Konstellation der Messergebnisse keine seitenrichtige Hinweise, so dass eindeutige Rückschlüsse auf die vorhandene Beinlängendifferenz nicht möglich sind. Im Einzelfall lassen die Ergebnisse sogar das Vorliegen einer gegensinnigen Beinlängendifferenz vermuten. Die rechtsseitige Vorfußbelastung rechts des Probanden Nr.02 der RA- Gruppe spräche viel mehr für das Vorliegen einer Beinlängendifferenz zugunsten links als für die tatsächliche Beinlängendifferenz zugunsten rechts von 2,0 cm. Dazu kommt, daß die Rechts- / Linksverteilung des Plantardruckes von 49 : 51 Prozent zwar eine Mehrbelastung der linken Seite kennzeichnet, jedoch diese hinsichtlich des Mittelwertes in dieser Gruppe von 53,52 : 46,48 Prozent eher als physiologisch zu interpretieren ist. Der Mittelwert in der Vergleichsgruppe links zu rechts beträgt 49,19 : 50,81 Prozent.

Ein eindeutiger Zusammenhang zwischen der Plantardruckverteilung und dem Vorliegen von Beinlängendifferenzen kann somit aus der isolierten Betrachtung des Plantardruckes nicht nachgewiesen werden. Offensichtlich gibt es multiple Kompensationsmechanismen des Körpers bei Beinlängendifferenz. Sie führen zu unterschiedlichen Plantardruck-

mustern, so daß von diesen allein induktiv keine Hinweise für die Qualität und die Quantität einer Beinlängendifferenz ableitbar sind.

Eine weitere mögliche Ursache ist, daß der Proband als Reaktion auf die Aufforderung zur gleichmäßigen Gewichtsverteilung auf beide Füße, eine Störung der ansonsten „automatisierten“ Plantardruckverteilung provoziert.

Zudem stellt das für unsere Messung notwendige Tragen von Ballettschuhen für die meisten Probanden, insbesondere für die Rheumatiker, einen ungewohnten Zustand dar.

So kommt es, offensichtlich gruppenübergreifend, zu einer komplexen Mischung aus Kompensation und Überkompensation. Als kompensatorische Maßnahmen sind, neben den bereits oben genannten, mitunter kaum sichtbare Haltungsänderungen, wie zum Beispiel eine Neigung des Oberkörpers oder Tonusunterschiede der Muskulatur denkbar. Eine Überkompensation ist z.B. bei einer Mehrbelastung der Seite mit größerer Beinlänge gegeben. Denkbar wäre das beim Probanden 03 der Vergleichsgruppe (siehe Tabelle 3.2-2).

Eine adäquate Adaptation oder Kompensation ist zudem beim Rheumatiker im Einzelfall aufgrund des Gelenkbefalls seiner Grunderkrankung nicht mehr möglich. Proband Nr. 13 ist eine 57 jährige multimorbide Patientin mit seit 1962 bestehender seropositiver Rheumatoider Arthritis im Röntgenstadium IV. Bei einer Bewegungseinschränkung des rechten Kniegelenkes von Extension / Flexion 0/20/30° war es ihr nicht möglich, eine vollständige Kompensation der effektiven Beinlängendifferenz von 2,5 cm zugunsten links zu erzielen. Hinzu kamen die multifokalen rheumatischen Beschwerden.

Die plantare Fußdruckmessung mit der von uns verwendeten Methode ist zum induktiven Nachweis einer Beinlängendifferenz ungeeignet. Bereits Mc Poil et al. stellten in einer Studie an 60 Probanden am Beispiel von Supinations- und Pronationsbewegungsmuster beim Gehen fest, daß der Plantardruck keine zweifelsfreien Rückschlüsse auf die Körperhaltung zulässt.²⁶ Unsere Messungen bestätigen, dass eine isolierte Betrachtung des Plantardruckes zwar die Auswirkung fußferner Fehlhaltungen registriert, qualitative oder quantitative Rückschlüsse auf ihre fußferne Ursache sind jedoch nicht möglich.

3.2.1.2 Sensorbezogene Plantardruckverteilung, statisch

3.2.1.2.1 Integrative Auswertung des statischen Plantardruckes

Bei der Auswertung der 3072 Druckwerte bei 64 Probanden mit jeweils 24 Sensoren je Fuß empfiehlt es sich, zunächst eine integrative Auswertung voranzustellen. Hierzu wird jeder Wert der statistischen Auswertung, also Mittelwert, Standardabweichung, Maximum und Minimum, ein weiteres mal gruppenspezifisch auf Mittelwert, Standardabweichung, Maximum und Minimum untersucht. Tabelle 3.2-3 stellt die integrative Auswertung der Parameter dar. In der jeweils rechten Spalte ist die Lokalisation des Meßsensors gekennzeichnet, an der die entsprechenden Extremwerte (Maximum und Minimum) registriert wurden. Um Verwechslungen mit den entsprechenden Werten der sensorbezogenen Auswertung zu vermeiden, sind diese im Folgenden mit einem abschließenden Stern vermerkt.

Bei der Analyse des Mittelwertes wird erkennbar, daß der durchschnittliche Druck, der auf einen Sensor wirkt, in der Referenzgruppe mit 2,57 N/cm² deutlich höher ist als in der Rheumatikergruppe. Hier beträgt dieser Wert nur 2,36 N/cm². Das bedeutet, daß der durchschnittliche Sensordruck in der Vergleichsgruppe 8,89 Prozent höher ist als in der RA- Gruppe. Der Druck ist mit dem Quotienten aus Kraft und Fläche definiert. Die Kraft leitet sich aus der beschleunigten Gewichtskraft ab. Beim Stand handelt es sich aber nur um einen quasistatischen Zustand.

RA-Gruppe (N/cm ²)	Lokalisation der Extremwerte	Vergleichsgruppe (N/cm ²)	Lokalisation der Extremwerte
Mittelwert:		Mittelwert:	
Mittelwert* 2,36		Mittelwert* 2,57	
Stand.abw.* 1,87		Stand.abw.* 2,40	
Maximum* 8,62		Maximum* 9,57	
Minimum* 0,24		Minimum* 0,10	
Stand.abw.:		Stand.abw.:	
Mittelwert* 1,81		Mittelwert* 1,44	
Stand.abw.* 1,52		Stand.abw.* 0,97	
Maximum* 10,25		Maximum* 4,17	
Minimum* 0,32		Minimum* 0,22	
Maximum:		Maximum:	
Mittelwert* 8,26		Mittelwert* 6,50	
Stand.abw.* 8,92		Stand.abw.* 4,56	
Maximum* 62,50		Maximum* 18,87	
Minimum* 1,50		Minimum* 0,75	
Minimum:		Minimum:	
Mittelwert* 0,17		Mittelwert* 0,53	
Stand.abw.* 0,36		Stand.abw.* 0,77	
Maximum* 1,50		Maximum* 3,14	
Minimum* 0,00		Minimum* 0,00	

Tabelle3.2-3: integrative Auswertung aller Sensoren; Druckverteilung / statisch

Das durchschnittliche Körpergewicht beträgt in der Gruppe der Rheumatiker 67,03 kg und ist damit etwa 4 Kilogramm niedriger als in der Vergleichsgruppe mit 71,00 kg. Der Unterschied beträgt nur 5,92 Prozent. Somit lässt sich die Differenz des durchschnittlichen Sensordruckes nicht allein aus der Gewichtsdivergenz erklären. Ein unbestimmter Anteil muß sich also aus der anderen Variablen der Gleichung herleiten lassen. Das wiederum ist die Fläche. Sensoren mit Druckwerten von 0 N/cm² stehen als Lastabtragungsfläche nicht zur Verfügung, so daß die gleiche Gewichtskraft auf eine geringere Anzahl von Sensoren, also auf eine geringere Fläche, übertragen wird. Beim Plattfuß kommt es hingegen zu einer Verteilung der Gewichtskraft auf eine größere Fläche. Der Druck auf die in die Lastabtragung involvierten Sensoren nimmt also ab. Dies entspräche den Verhältnissen bei der Absenkung des Längs- und Quergewölbes, also den in der Einleitung von Rabl und Nyga²⁷ beschriebenen pathologischen Veränderungen beim Rheumatiker.

Die These einer von der Referenzgruppe abweichenden, also pathologischen Verteilung des Plantardruckes wird noch durch folgende Fakten untermauert:

1. Die Standardabweichung* der Mittelwerte ist mit $1,87 : 2,40 \text{ N/cm}^2$ um 22,08 Prozent beim Rheumatiker niedriger als in der Vergleichsgruppe. Das bedeutet, daß trotz erheblicher Abweichungen im Einzelfall die an den einzelnen Sensoren je Proband auftretenden Druckwerte beim Rheumatiker weniger differieren als in der Vergleichsgruppe (siehe unter Maxima- Auswertung). Dies würde im Sinne einer Aequilibrierung für eine Druckverlagerung von physiologisch belasteten Arealen zu normalerweise entlasteten Arealen und somit für die tendenzielle Ausbildung eines Plattfußes sprechen.
2. Die Maxima* der Mittelwerte sind beim Rheumatiker niedriger als die der Vergleichsgruppe, während ihre Minima* höher sind. Es gelten hier die gleichen Argumente wie in Punkt1: Es findet eine Umverteilung des Plantardruckes in ein einheitlicheres Druckniveau statt, z.B. durch Druckerhöhungen im Gewölbebereich und Entlastungen in den Bereichen physiologischer Druckbelastungen im Vor- und Rückfußbereich.
3. Bei der integrativen Auswertung der Standardabweichung in der statischen Druckmessung wird bei einem Mittelwert* von 1,81 beim Rheumatiker und 1,44 in der Vergleichsgruppe nachgewiesen, daß die entsprechenden Druckwerte an den jeweiligen Sensoren in der Vergleichsgruppe probandenübergreifend geringeren Schwankungen unterliegen, als dies bei den Rheumatikern der Fall ist. Hier offenbart sich das individuelle Handicap des Rheumatikers.
4. Die Minima* der Minima (Messorte mit Druckwerten von 0 N/cm^2) sind an Plantarorten anzutreffen, wo aufgrund der Gewölbestruktur des Fußes unter physiologischen Bedingungen Drücke zwingend nachweisbar sein müssten. Sie zeigen beim Rheumatiker in Einzelfällen eine Totalentlastung (grün hinterlegte Sensoren der grafischen Minima* - Auswertung). Das betrifft vor allem die Region des Groß- und Kleinzehenballens, weniger auch der Ferse (siehe hierzu die beiden unteren Abbildungen zur Minimalwertdarstellung in Tabelle3.2-3).
5. Die Maxima* der Maxima andererseits zeigen, daß bei auftretenden Druckspitzen diese beim Rheumatiker deutlich größer als in der Vergleichsgruppe ausfallen. Die Maximum – Auswertung zeigt, daß der höchste Druck beim Rheumatiker dreimal so groß ist (300 Prozent) wie der maximale Plantardruck in der Vergleichsgruppe, bei gleicher Lokalisation in der medialen Fersenregion. Der Mittelwert* der auftretenden Maxima ist mit $8,26 : 6,50 \text{ N/cm}^2$ beim Rheumatiker um 21,30 Prozent höher als in der Referenzgruppe.
Die Maxima* weisen eine Gemeinsamkeit beider Gruppen aus. Sie liegen jeweils in der medialen Fersenregion. Die Minima* hingegen befinden sich in beiden Fällen im Bereich des Längsgewölbes, am medialen Fußrand.

3.2.1.2.2 Sensordifferenzierte Auswertung der Druckverteilung, statisch

Diagramm 3.2.1-2 zeigt die sensorbezogene Plantardruckverteilung. Die Sensoren der rechten und linken Seite kommen hier in benachbarter Position zur Darstellung. Es handelt sich um die Mittelwerte des Plantardruckes (Tabelle 6.1-1 auf S. 91 ff), sowie die Differenz der Druckwerte. Die Werte der Vergleichsgruppe werden in der Differenzkurve von denen der Rheumatiker subtrahiert. Deshalb kommen beim Vorliegen höherer Werte in der Vergleichsgruppe diese unterhalb der Nulldrucklinie (Abszisse) zur Darstellung.

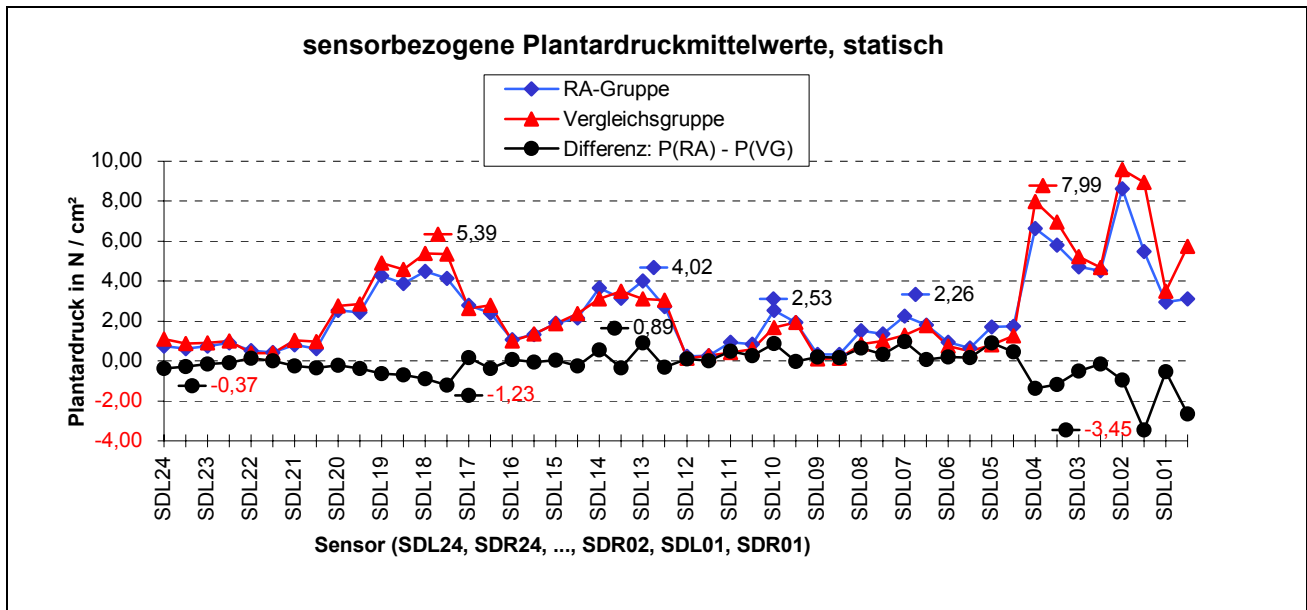


Diagramm 3.2.1-2: sensorbezogene Mittelwerte des Plantardruckes

Der Rheumatiker entwickelt hiernach im Vergleich zur Referenzgruppe eine Erhöhung des Plantardruckes im Bereich des Längsgewölbes (insbesondere im Bereich des lateralen Fußrandes, im Erfassungsgebiet der Sensoren Nr. 7,8,10 und 13). Eine Plantardruckerhöhung im Metatarsalköpfchenbereich II- IV (insbesondere im Erfassungsgebiet der Sensoren Nr. 18 und 19) läßt sich im Vergleich zur Referenzgruppe nicht feststellen. Die Gewölbeabsenkungen nehmen hiernach, aus der Perspektive des Plantardruckes betrachtet, ihren Ausgang vom lateralen Fußrand. Dies wird zum Einen erkennbar in der Lokalisation der maximalen Differenz des durchschnittlichen Plantardruckes zwischen Rheumatiker und Referenzgruppe (Differenzkurve in Diagramm 3.2.1-2) im Bereich des Sensors Nummer 7 links („SDL07“) von 0,97 N/cm² und Sensor Nummer 13 („SDL13“) mit 0,89 N/cm² (Sensorlokalisierung siehe Abbildung 3.2-3) während sich zum Anderen im Bereich der Sensoren 06, 09 und 12 beidseits nur minimale Realdruckerhöhungen nachweisen lassen (0,00 bis 0,21 N/cm²).

Die räumliche Verteilung des Plantardruckes weist phänomenologisch in beiden Gruppen ein identisches zweidimensionales Druckverteilungsmuster auf. Es kommen 7 lokale Maxima und Minima von räumlich in enger Beziehung stehenden be- und entlasteten Arealen zur Darstellung (Abbildung 3.2-3).

Es gibt also keine gruppenspezifischen Unterschiede in der räumlichen Verteilung der Extremwerte des Plantardruckes, wenngleich sich die lokalen Druckamplituden im gruppenübergreifenden Vergleich gruppenspezifisch unterscheiden.

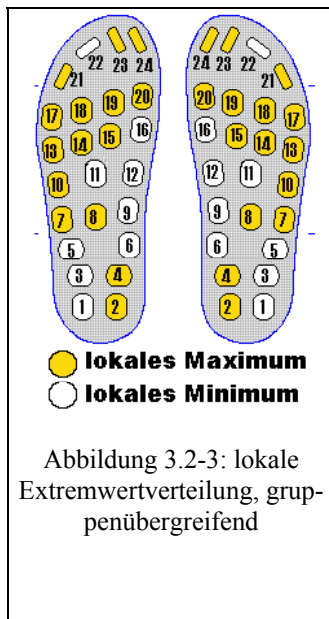


Diagramm 3.2.1-3 zeigt die prozentuale Abweichung des durchschnittlichen Plantardruckes des Rheumatikers von dem Plantardruck der Referenzgruppe für jeden Sensor an. Der Plantardruck in der Referenzgruppe wird hier sensorspezifisch auf der 100 Prozent – Abszisse (Konkordanzlinie) abgetragen.

Analog zur integrativen Auswertung zeigt sich auch hier, daß es zu einer ekto- pen Druckverlagerung beim Rheumatiker kommt. Es ergeben sich zum Teil erhebliche Druckmittelwerterhöhungen im Bereich der Fußwurzel (Sensoren 05 bis 09) und Metatarsusbereich (Sensoren 10 bis 16) mit einem Maximum von 299 Prozent im Bereich des medialen Fußrandes links („SDL09“). Dieses wiederum spricht für eine sich bis zum medialen Fußrand fortsetzende Absenkung des Längsgewölbes. Im Bereich der Metatarsophalangealgelenke wird der durchschnittliche Plantardruck weitestgehend durch die Referenzgruppe geprägt, mit Ausnahme der linksseitigen proximalen Sensorreihe im retrokapitären Bereich (SDL13 bis SDL16).

Die größte prozentuale Abweichung zeigt sich im Bereich des Sensor Nr.09 links. Es erweist sich hier die Notwendigkeit der Ermittlung von Referenzwerten. Der in Diagramm 3.2.1-2 zu verzeichnende Durchschnittswert ist mit 299,08 Prozent nahezu dreimal so hoch wie der Durchschnittswert in der Referenzgruppe, obwohl in Realdrücken (Diagramm 3.2.1-2) ein nahezu identisches Druckniveau vorgetäuscht wird. Umgekehrt wird im Bereich der Sensoren 18 beim Rheumatiker eine weitaus geringere relative prozentuale Plantardruckabweichung nachgewiesen, als dies die isolierte Betrachtung der Realdrücke erwarten lassen würde (Vergleiche Diagramm 3.2.1-2 und Diagramm 3.2.1-3). Aus der Anatomie des Fußes ist zu schließen, daß minimalen Plantardruckerhöhungen im Bereich der Sensoren 09, am höchsten Punkt des Längsgewölbes am medialen Fußrand, erhebliche pathologische strukturelle Veränderungen vorausgehen müssen. Es ist dies die Absenkung des Längsgewölbes. Sie führt zur Kontaktierung der Unterlage durch den medialen Fußrand.

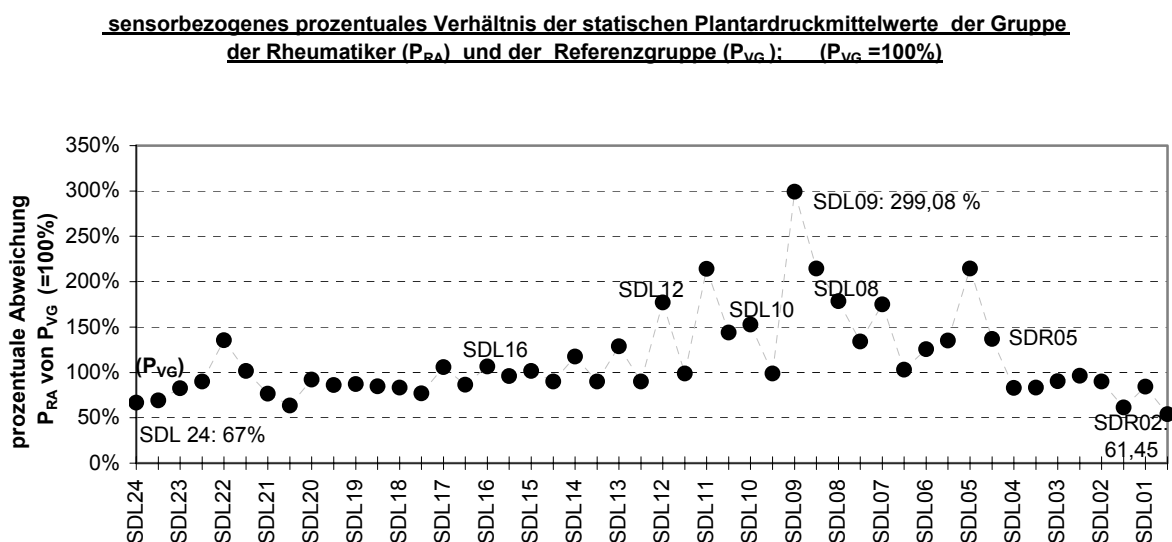
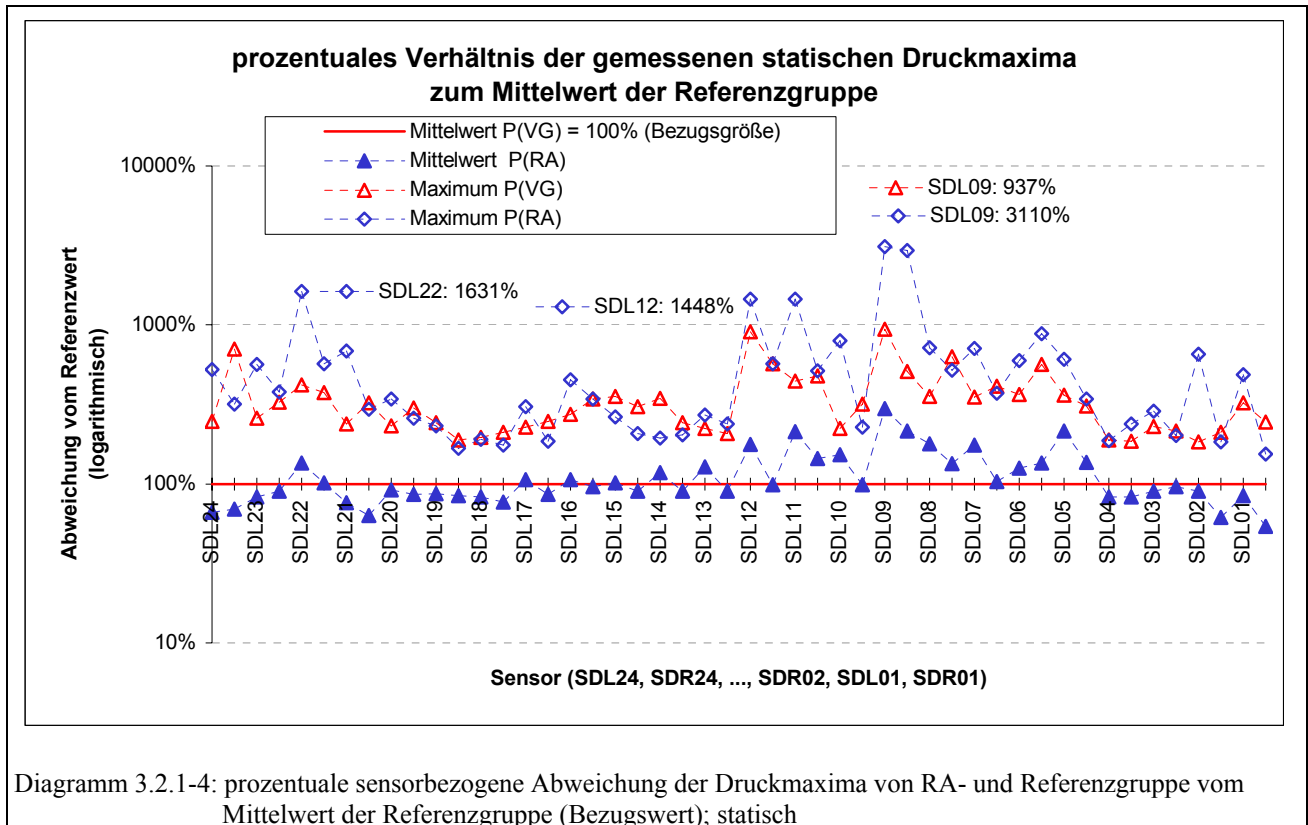


Diagramm 3.2.1-3: prozentuales Verhältnis der mittleren statischen Plantardrücke der Rheumatiker im Vergleich zur Referenzgruppe

Auch die Entlastung im Fersenbereich der Rheumatikergruppe lässt sich aus der Absenkung des Längsgewölbes erklären. Durch eine hierdurch hervorgerufene ventrale Abkippung des Tuber calcanei wirken die distal von ihm gelegenen plantaren Weichteile als Hypomochlion (siehe Druckanstieg im Bereich der Sensoren SDL05 und SDL06 in Diagramm 3.2.1-4). Hierdurch tritt ein Hebelmechanismus, ähnlich dem im Vorfußbereich, in Kraft. Dieser führt zur Entlastung der Ferse.

Das plantare Ulcusrisiko dürfte für den einzelnen Probanden von den auftretenden plantaren Maximaldrücken abhängen. Deshalb sind die in der entsprechende Gruppe auftretenden Maximalwerte als prozentuale Abweichung vom Mittelwert der Referenzgruppe des gleichnamigen Sensors (100 % - oder Konkordanzlinie) in Diagramm 3.2.1-4 noch einmal gesondert dargestellt:

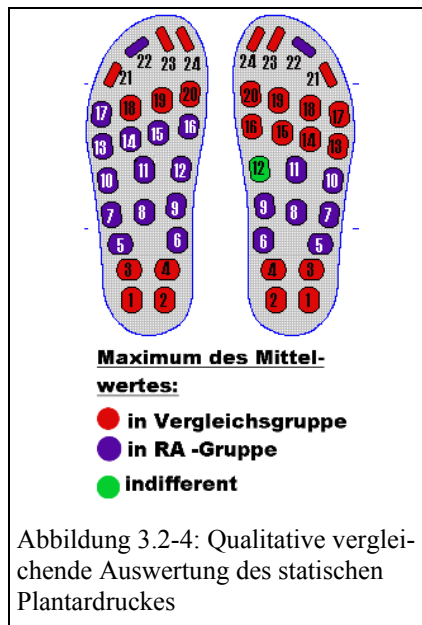


Es werden im Bereich des Längsgewölbes des Rheumatikers (Sensor SDL09) gegenüber dem gemittelten Referenzwert mehr als dreißigfach (3110 Prozent) höhere Plantardruckwerte ausgewiesen. Das Maximum in der Vergleichsgruppe ist gerade 9,37 mal (937 Prozent) so groß, wie der in dieser Gruppe ermittelte Durchschnitt. Ähnliche Druckerhöhungen sind im Bereich der Ferse („SDL02“), im Bereich des Großzehenballens („SDL16“) und im Bereich der III bis V. Zehe (Sensoren 22 und 21) zu finden.

Abbildung 3.2-4 stellt die Plantardruckdifferenzen hinsichtlich der Gruppenzugehörigkeit des jeweils höheren Plantardruckmittelwertes zu einer Probandengruppe in qualitativer Form dar.

Die durchschnittlichen Plantardrücke des grün markierten Sensors sind in beiden Gruppen gleich groß. Die rot markierten Bereiche sind die, in denen die durchschnittlichen Plantardrücke der Vergleichsgruppe größer als die der RA – Gruppe sind. In den blau markierten Bereichen sind die durchschnittlichen Plantardrücke der Rheumatiker größer als in der Vergleichsgruppe.

Rückschlüsse auf die Ausprägung des Senkfußes sind jedoch in Kenntnis der einzelnen Sensordruckverhältnisse nur



eingeschränkt möglich. Zum Einen treten Druckerhöhungen im Bereich des medialen Fußrandes bei harmonischer Absenkung des lateralen und medialen Fußrandes aufgrund der physiologischen halbkegelförmigen Architektur des Längsgewölbes mit der zum medialen Fußrand gelegenen größeren Gewölbeausprägung erst bei progredientem Senkfuß auf, zum anderen dürfte in diesem Falle der Plantardruck im Bereich des lateralen Fußrandes wieder sinken. Die Ursache hierfür ist u.a. die Vergrößerung der plantaren Bodenkontaktfläche bei konstant bleibender Bodenreaktionskraft. Der Fuß gerät in der Folge in eine zunehmende Pronations- bzw. Valgusstellung.

Die Veränderungen der Gewölbestruktur lassen sich jedoch auch durch die Indexbildung aus dem Quotienten der zu Druckarealen zusammengefassten Sensorareale nachweisen.

In Tabelle 3.2-4 wird die Absenkung des Längsgewölbes beim Rheumatiker bestätigt. Der „Senkfuß- Index“ ist um 57,14 Prozent im Vergleich zur Re-

ferenzgruppe erhöht. Er beträgt in der RA- Gruppe 0,22 , in der Vergleichsgruppe 0,14. Der „Spreizfußindex 1s“ läßt hingegen eine 10,06 prozentige Minderbelastung im Bereich der Metatarsalköpfchen II – IV erkennen. Dieser Index beträgt 1,43 in der Rheumatiker- und 1,59 in der Referenzgruppe. Interessant ist hier vor allem die Tatsache, daß der Plantardruck im Bereich der Metatarsalköpfchen II- IV unter statischer Belastung in der Referenzgruppe 1,59 mal so hoch ist, wie die der randgebenden Metatarsalköpfchen I und V (entspricht Spreizfußindex 1s in Tabelle 3.2-4 auf Seite 49). Das stellt eine klare Abweichung von der klassischen Dreipunkttheorie mit den Hauptbelastungszonen im Bereich der Metatarsalköpfchen I und V sowie der Ferse dar.

Einer vermeintlichen Entlastung der intermediären Metatarsalköpfchen II- IV steht nicht zuletzt die in der orthopädischen Untersuchung dort nachgewiesene Clavus - Prävalenz entgegen. Ein Plantarclavus wurde in der Referenzgruppe 5 mal und bei den Rheumatikern 11 mal nachgewiesen. Er ist als Indikator für die chronische Einwirkung erhöhter mechanischer Belastung zu interpretieren. Die Abweichungen dieser Prävalenzen von den ermittelten Plantardruckverhältnissen des Rheumatikers sind ein Indiz dafür, daß es sich um fokale Sekundärentlastungen handelt. Diese werden durch eine Proximalisierung des physiologischen Plantardruckes im Bereich der Metatarsalköpfchen hervorgerufen. Es resultiert eine sekundäre Druckerhöhung im retrokapitären Bereich.

Bei den gleichzeitigen Absenkungserscheinungen des Längs- und Quergewölbes kommt es durch die Vergrößerung der plantaren Kontaktfläche auch zu einer Verringerung des gesamten Druckniveaus des entsprechenden Fußes. Die plantare Kontaktfläche verhält sich zum Plantardruck bekanntlich reziprok. Desweiteren ist durch die Absenkung des Längsgewölbes eine zunehmende Weichteilkompression proximal der Metatarsalköpfchen denkbar, die über Hebelmechanismen zu einer relativen Entlastung der Metatarsalköpfchen führt. Dies erklärt den um beinahe 100 Prozent höheren „Spreizfußindex 2s“. Hier werden die Druckwerte im Bereich der Metatarsalköpfchen II bis IV denen der proximal hiervon angetroffenen Werte im Bereich der Basen der Ossa Metatarsalia gegenübergestellt. Die Ursache der hier ermittelten erhöhten Drücke dürfte sich somit aus unterschiedlichen Anteilen ergeben. Das ist einmal der „medialisierte“ Plantardruck des Quergewölbes, zum anderen der „proximalisierte“ Plantardruck der Metatarsalköpfchen. Beim „Spreizfußindex 2“ handelt es sich im eigentlichen Sinne um einen multifaktoriellen Mischindex aus Senk- und Spreizfuß. Dieser zeigt bei den Rheumatikern eine durchschnittliche Mehrbelastung in den retrokapitären und sogar noch proximal hiervon gelegenen Bereichen der intermediären Metatarsalköpfchen II- IV.


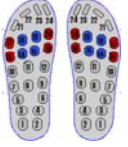
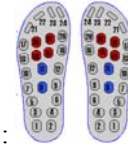

Index	Zähler: Summe der Plantardruckmittelwerte der Sensoren	Sensorgruppen, grafisch :	Nenner: Summe der Plantardruckmittelwerte der Sensoren	Index bei Rheumatiker	Index in Referenz-gruppe
Senkfuß- Index _S	5 bis 12 (Metatarsus-Bereich)	: 	1 bis 4 + 13 bis 20 (Ferse & MTK-Bereich)	$\frac{19,27}{88,79} = 0,22$	$\frac{14,70}{103,33} = 0,14$
Spreizfuß - Index 1 _S	14+15+18+19 (MTK II-IV)	: 	13+16+17+20 (MTK I & V)	$\frac{27,60}{19,35} = 1,43$	$\frac{31,09}{19,60} = 1,59$
Spreizfuß - Index 2 _S	8+11 (Quergewölbe im Ber. der Corpora Metatarsalia III> II+IV)	: 	14+15+18+19 (MTK II-IV)	$\frac{4,59}{27,60} = 0,17$	$\frac{2,85}{31,09} = 0,09$
Valgus- Index _S	12,16,20 (dist. Os Metatarsale I)	: 	1,3,5 (lateralere Ferse)	$\frac{7,87}{17,74} = 0,42$	$\frac{8,37}{21,23} = 0,39$

Tabelle 3.2-4: Plantardruckindices unter statischer Belastung

Durch die atopische Druckverteilung im Bereich der Metatarsalköpfchen kann es zu einer kompressionsbedingten Periostreizung im proximal von den Metatarsalköpfchen gelegenen Bereich der Ossa Metatarsalia kommen, die zu einer Druckschmerzhaftigkeit in diesem Bereich führt. Desweiteren kann die physiologische Gewölbestruktur des Fußes als „Platzhalter“ oder physiologischer Brückenschlag zur Entlastung plantarer neuraler und vaskulärer Strukturen aufgefasst werden, deren Kompression zu entsprechenden peripheren Unterversorgungen bzw. Ausfallerscheinungen führen. In Folge der medialseitig betonten Absenkungserscheinungen findet sich bei den Rheumatikern mit 0,42 ein erhöhter Valgusindex, der in der Referenzgruppe lediglich 0,39 beträgt (siehe Tabelle 3.2-4). Als weitere mögliche Ursachen für die hier aus der Sicht des Plantardruckes nachgewiesene Pronation des rheumatischen Fußes sind zudem entsprechende pathologische Veränderungen im oberen und unteren Sprunggelenk zu nennen.

3.2.1.3 Zusammenfassung der Ergebnisse der statischen Messung

Zusammenfassend ist durch die statische Plantardruckmessung die Tendenz des Rheumatikers zur Senk- und Spreizfußbildung nachweisbar, der sich aus einer großflächigen Umverteilung des Plantardruckes erklärt. Die Spreizfußbildung stellt aus der Sicht des Plantardruckes jedoch einen Interpretationsbefund dar. In Folge der Absenkungserscheinung kommt es zur Ausbildung einer Valgusfehlstellung die ebenfalls mit der von uns verwendeten Meßmethode nachweisbar und quantifizierbar ist.

Im Einzelfall wurden lokale Druckerhöhungen nachgewiesen, die mehr als dreißig mal so groß sind wie die des Durchschnitts der Referenzgruppe gleicher Lokalisation. Im Vorliegenden Fall (Sensor DDL09 in Diagramm 3.2.1-4) kann schon anhand der Plantardruckmessung von einer massiven Absenkung des Längsgewölbes ausgegangen werden. Dieses Ergebnis deckt sich mit dem orthopädischen Untersuchungsbefund des betreffenden Probanden.

Die subjektive Potenz des Rheumatikers zur bewussten gleichmäßigen Verteilung des Plantardruckes auf beide Füße sowie auf Vor- und Rückfuß, ist gegenüber der Referenzgruppe eingeschränkt.

3.2.2 Dynamische Messungen

3.2.2.1 Plantare Druckverteilungen, dynamisch

3.2.2.1.1 Integrative Auswertung der dynamischen Plantardruckverteilung:

Wie in der Auswertung der statischen Druckverteilung beziehen sich die ermittelten integrativen Zahlenwerte in Tabelle 3.2-5 auch hier probandenübergreifend aber gruppenspezifisch auf alle Sensoren beider Füße. In der rechts dazugehörigen Grafik findet sich die Differenzierung hinsichtlich der Seiten- und Sensorlokalisation des Maximums und Minimums des jeweiligen Parameters. So ist zum Beispiel das Maximum der Maxima aller Messungen in dieser Gruppe usw. ersichtlich. Um Verwechslungen mit den entsprechenden Werten der sensorbezogenen Auswertung zu vermeiden sind die integrierten Werte im Folgenden mit einem abschließenden Stern vermerkt

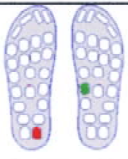
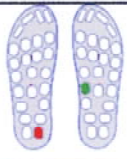
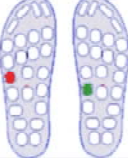
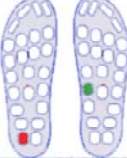
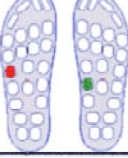
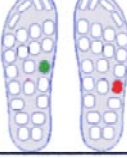
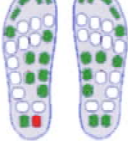
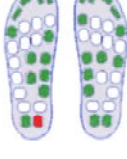
RA-Gruppe (N/cm ²)	Lokalisation der Extremwerte	Vergleichsgruppe (N/cm ²)	Lokalisation der Extremwerte
Mittelwert:		Mittelwert:	
Mittelwert* 8,93		Mittelwert* 10,65	
Stand.abw.* 6,02		Stand.abw.* 8,56	
Maximum* 24,26		Maximum* 31,33	
Minimum* 0,31		Minimum* 0,35	
Stand.abw.:		Stand.abw.:	
Mittelwert* 5,56		Mittelwert* 4,67	
Stand.abw.* 3,36		Stand.abw.* 2,91	
Maximum* 16,76		Maximum* 10,06	
Minimum* 0,45		Minimum* 0,49	
Maximum:		Maximum:	
Mittelwert* 25,13		Mittelwert* 23,20	
Stand.abw.* 17,18		Stand.abw.* 15,10	
Maximum* 96,00		Maximum* 55,88	
Minimum* 2,33		Minimum* 2,25	
Minimum:		Minimum:	
Mittelwert* 0,78		Mittelwert* 2,86	
Stand.abw.* 1,30		Stand.abw.* 3,74	
Maximum* 5,00		Maximum* 14,65	
Minimum* 0,00		Minimum* 0,00	

Tabelle 3.2-5: integrative Auswertung aller Sensoren; Druckverteilung / dynamisch

Die Auswertung des Mittelwertes zeigt eine deutliche Erhöhung des durchschnittlich auf einen Sensor einwirkenden Plantardruckes (Mittelwert / Mittelwert*) in der Referenzgruppe. Dieser beträgt hier $10,65 \text{ N/cm}^2$ und ist deutlich höher als in der RA- Gruppe, wo er nur $8,93 \text{ N/cm}^2$ beträgt. Das bedeutet, daß der durchschnittliche Sensordruck in der RA- Gruppe lediglich 83,84 Prozent des Druckes der Vergleichsgruppe entspricht. In der statischen Druckmessung beträgt dieses Verhältnis bei $2,57 \text{ N/cm}^2$ in der Vergleichsgruppe und $2,36 \text{ N/cm}^2$ in der RA- Gruppe 91,83 Prozent. Das durchschnittliche Körpergewicht beträgt in der Gruppe der Rheumatiker mit 67,03 kg und ist um knapp 4 Kilogramm niedriger als das in der Vergleichsgruppe, wo dieses 71,00 kg beträgt. Dies entspricht einer Differenz von 5,92 Prozent. So läßt sich die Differenz des durchschnittlichen Sensordruckes nicht allein aus der Gewichts Differenz erklären. Hieraus wird erkennbar, daß ein unbestimmter Anteil sich aus der anderen Variablen der Gleichung $\text{Druck} = \text{Kraft} / \text{Fläche}$ herleiten lassen muss: aus der Fläche. Der Rheumatiker muß also, durch die Modifikation des Abrollverhaltens, geringflächige und somit druckintensive Belastungen vermeiden. Weiterhin gilt es hier zu berücksichtigen, daß im physikalischen Sinne ein beschleunigtes System vorliegt, in welchem der Körper eine kinetische Energie erfährt, die nicht allein von seiner Masse, sondern auch von seiner Geschwindigkeit abhängt ($E = \frac{1}{2} mv^2$). Die ermittelten Bodenkontaktzeiten der Fußsohle sind ein Maß für die Ganggeschwindigkeit. Sie betragen in der RA- Gruppe durchschnittlich 912 ms und in der Vergleichsgruppe 773 ms. Ein unbestimmter Teil des niedrigeren durchschnittlichen* Plantardruckes in der RA- Gruppe muß sich, physikalisch betrachtet, aus der geringeren Ganggeschwindigkeit herleiten. Eine fehlende Authentizität der Gangkinematik beider Gruppen kompliziert diese Thematik. Während in der Vergleichsgruppe ein einheitliches, inspektorisch unauffälliges Gangbild registriert wurde, waren bei den Rheumatikern individuelle Störungen erkennbar. So war inspektorisch bei fünf der 33 Probanden ein unregelmäßiges Gangbild nachweisbar. Insgesamt 19 Probanden gaben subjektive Beschwerden beim Gehen an, wobei diese bei 12 Probanden zu einer Reduktion der maximalen, für die Messung jedoch nicht relevanten Gehstrecke führten (siehe Tabelle 3.1-12 Seite 32).

Beim Vergleich der Druckmittelwerte* beider Gruppen in der dynamischen und statischen Druckmessung ($P_{\text{dynamisch}}$: P_{statisch} ; s.u.) nehmen diese in der dynamischen Messung durchschnittlich um den Faktor 4 zu. Dies dürfte einmal aus dem Abbremsen der kinetischen Energie während der Überlappungsphase resultieren. Sie ist die Dezelerationsphase beim gemeinsamen Bodenkontakt beider Füße zum Seitenwechsel von Stand- und Spielbein. Zum anderen kommt es beim Gang, in Abhängigkeit von der Gangphase, zu Belastungszuständen, in denen nur bestimmte Fußsohlenabschnitte die Unterlage kontaktieren (zum Beispiel der Vorfußbereich während der Abstoßphase, s.a. Abbildung 2.4-7 auf Seite 18).

Die Ursache für die Abweichungen der relativen Druckverhältnisse $P_{\text{dynamisch}} : P_{\text{statisch}}$ (in der Vergleichsgruppe 4,14; in der RA- Gruppe 3,78) erklärt sich analog zur Diskussion der dynamischen Mittelwerte* selbst in den drucksensitiven Parametern Fläche, Masse und Geschwindigkeit. Hinsichtlich der Standardabweichung*, Maximum* und Minimum* des Mittelwertes ergeben sich im Vergleich zur statischen Messung bis auf die Lokalisation der Extremwerte keine neuen Aspekte. Bei letzteren findet sich das Maximum* in jeder Gruppe im Bereich des linken Sensors Nr.2 („DDL02“). Die Lokalisation des Minimums ist in der Vergleichsgruppe bis auf einen Wechsel zur rechten Seite identisch bei Sensor Nummer 09 („DDR09“) zu finden, in der RA- Gruppe kommt es ebenfalls zu einem Seitenwechsel und zusätzlich zu einer Verlagerung am medialen Fußrand nach proximal: von Sensor Nummer 12 in der statischen Messung („SDL12“) zu Sensor Nummer 09 in der dynamischen Messung („DDR09“). Diese Tatsache dokumentiert eher eine Angleichung an die Vergleichsgruppe (die Lokalisation der Minima* des Mittelwertes variiert in der statischen Messung gruppenspezifisch).

Die Standardabweichung zeigt in der Rheumatikergruppe deutliche Unterschiede zur Referenzgruppe aber auch zur statischen Messung beider Gruppen. Während in der Referenzgruppe und in der statischen Messung sich die maximale

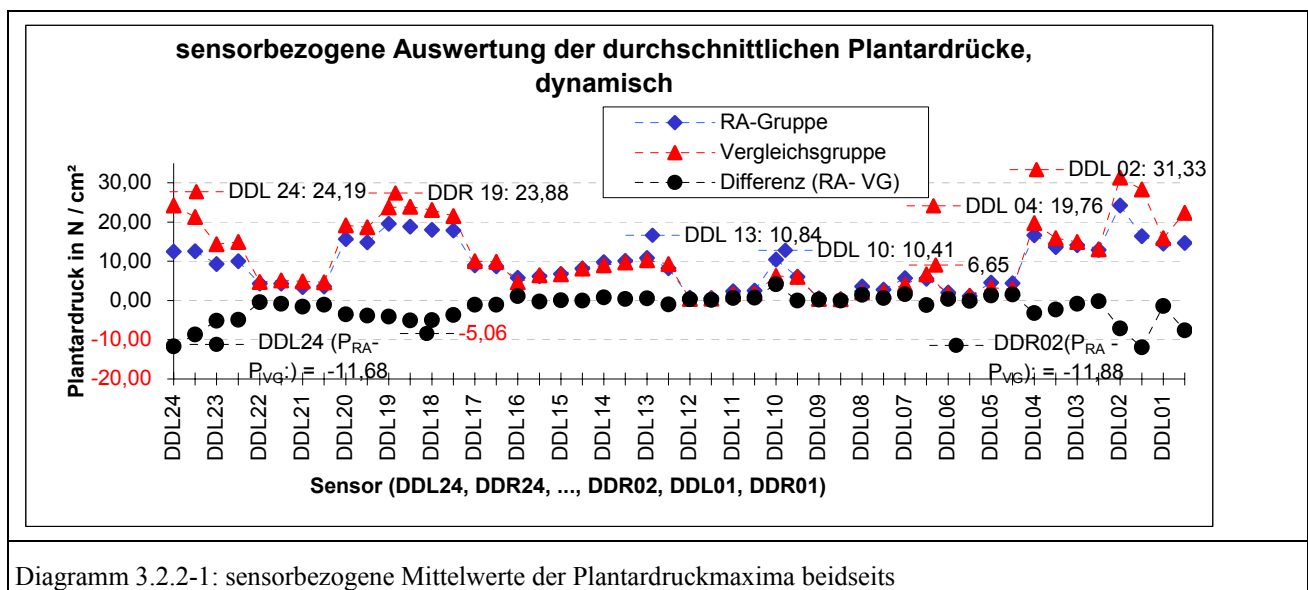
Streuung um den Mittelwert in dem Gebiet des Sensors mit der höchsten Druckbelastung fand (Sensor Nr.2, links), zeigt sie sich hier bei den Rheumatikern am lateralen Fußrand, am Sensor Nr. 13. Dieser entspricht in seiner Anordnung dem Projektionsort des retrokapitären Bereiches von Metatarsalköpfchen V.

Eben hier befindet sich auch der höchste gemessene Druckwert (Maximum* der Maxima) von $96,00 \text{ N/cm}^2$. Er ist nahezu doppelt so hoch wie der größte gemessene Druckwert in der Vergleichsgruppe von $55,88 \text{ N/cm}^2$ (dieser ist jedoch bei Sensor Nummer 07 auf der Gegenseite („DDL07“) lokalisiert).

Ein Unterschied in der Lokalisation der Sensoren, die in einzelnen Messungen 0 N/cm^2 (Minima* der Minima) anzeigten, wird nur in den Sensoren 16 und 20 links erkennbar. Hierzu wird auf die grün markierten Sensoren der Abbildungen der unteren Spalte von Tabelle 3.2-5 verwiesen. Alle unmarkierten und roten Sensoren, zeigen die Plantarorte, an denen in jeder Messung und bei jedem Probanden ein größerer Wert als 0 N/cm^2 gemessen wurde. Sie partizipierten also bei jeder Messung als Fläche bei der Kraftüberleitung.

3.2.2.1.2 Sensordifferenzierte Auswertung der Druckverteilung, dynamisch

Diagramm 3.2.2-1 zeigt die sensorbezogene Plantardruckverteilung. Die Sensoren der rechten und linken Seite kommen hier ebenfalls, wie auch in der statischen Messung, in benachbarter Position zur Darstellung. Aus Gründen der Übersicht sind in der Abszissenbeschriftung nur die Sensoren der linken Seite zu finden. Dargestellt sind die Mittelwerte des Plantardruckes (Tabelle 6.1-3 und Tabelle 6.1-4 auf den Seiten 93 und 94).



Es zeigt sich, vergleichbar mit der statischen Messung, auch hier entlang der Sensornummerierung in beiden Gruppen in sinusförmiges zweidimensionales räumliches Druckverteilungsmuster mit lokalen Maxima und Minima. Die Betrachtung der räumlichen Anordnung der lokalen Extremwerte des Plantardruckes läßt unter dynamischen Bedingungen keine gruppenspezifische Unterschiede erkennen. Die lokalen Druckamplituden hingegen unterscheiden sich gruppenspezifisch. Die Realdrücke des linken und rechten Fußes unterscheiden sich am jeweiligen Messort nur geringfügig, mit Ausnahme von Sensor Nr.01 in der Vergleichsgruppe und Sensor Nr.02 in der RA- Gruppe. Wilssens et al. haben bereits mit dem RS- Scan – System an 82 rennenden Probanden (52 männlich, 30 weiblich) nachgewiesen, daß es durchaus auch eine Seitendominanz der unteren Extremität gibt, vergleichbar der Rechts- und Linkshändigkeit bei den oberen Extremitäten. Dies zeigte sich signifikant vor allem in einer rechtsseitigen Betonung der Pronation mit konsekutiv erhöhten Druckwerten im druckbelasteten Bereich des medialen Fußrandes des „dominierenden“ rechten Fußes²⁸.

Die deutlichsten Unterschiede zwischen dynamischer und statischer Belastung liegen zum Einen in den partiell größeren Druckamplituden im Vergleich zur statischen Messung. Das Maximum bei Sensor 02 links beträgt hier 31,33 N/cm² und in der statischen Messung 9,57 N/cm². Zum Anderen fällt ein zusätzliches Maximum im Bereich der Sensoren 23 und 24 beidseits auf. Diese wird durch den Abrollvorgang über die sich hierauf projizierende Großzehe hervorgerufen. Den Rheumatikern gelingt ein entsprechender Druckaufbau bei einen um 11,28 Prozent geringeren Druckwert in diesem Bereich offensichtlich nicht. Auch die Druckdifferenz im Fersenbereich (Sensoren 01-04) stützt den Verdacht auf eine Störung des Abrollvorganges und / oder reflektiert die durchschnittliche, um 11 cm kleinere Schrittweite. Diese beträgt 42,53 cm in der Rheumatikergruppe und in der Referenzgruppe 54,06 cm.

Durch den Abrollvorgang kommt es in der dynamischen Messung zu einer deutlichen Betonung der Druckwerte der im Metatarsalköpfchenbereich gelegenen distalen Sensorreihe (Sensoren Nr.17-20). In der statischen Messung unterscheiden sich die mittleren Druckamplituden der distalen (Sensoren Nr.17-20) und proximalen (Sensoren Nr.13-16) Sensorreihen im Metatarsalköpfchenbereich weniger gravierend (siehe auch Diagramm 3.2.2-4 auf Seite 59). Wenn gleich auch hier in der Gruppe der Rheumatiker die kleineren Druckwerte anzutreffen sind.

Die Tatsache, daß es in bestimmten Bereichen zu Änderungen des Plantardruckes kommt, spricht für unterschiedliche vorangegangene pathologische und strukturelle Veränderungen. Sie sind abhängig von der Lokalisation der Druckerhöhung. So muss es z.B. zu einem fortgeschrittenen Absenken des Längsgewölbes und / oder einer entsprechenden Pro-nationsstellung des Fußes kommen, bevor überhaupt ein entsprechender Druckanstieg in der „Kuppel“ des Quergewölbes auftreten kann (siehe Sensor Nr.09: medialer Fußrand in Höhe des Os naviculare). Das heißt, daß je nach Messort, ein geringgradiger absoluter Druckanstieg ein Indikator für erhebliche strukturelle Veränderungen sein kann.

Für die Beurteilung der pathologischen Validität eignet sich somit besser die Darstellung und der Vergleich der relativen Druckwerte, als die der absoluten. Die Frage ist also: Wie unterscheiden sich die Druckwerte beider Gruppen am jeweiligen Messort relativ zueinander?

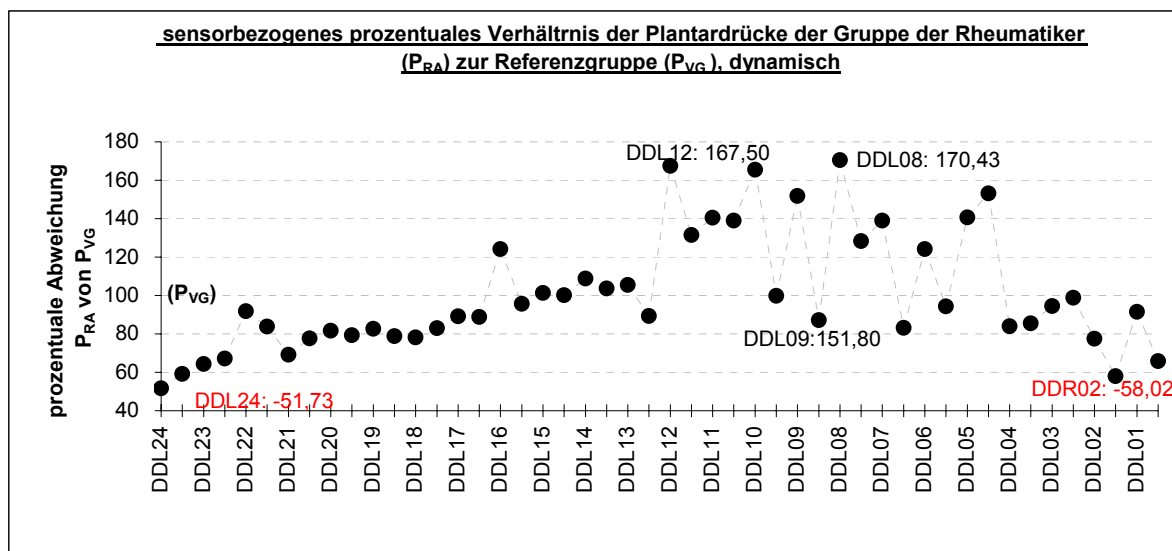


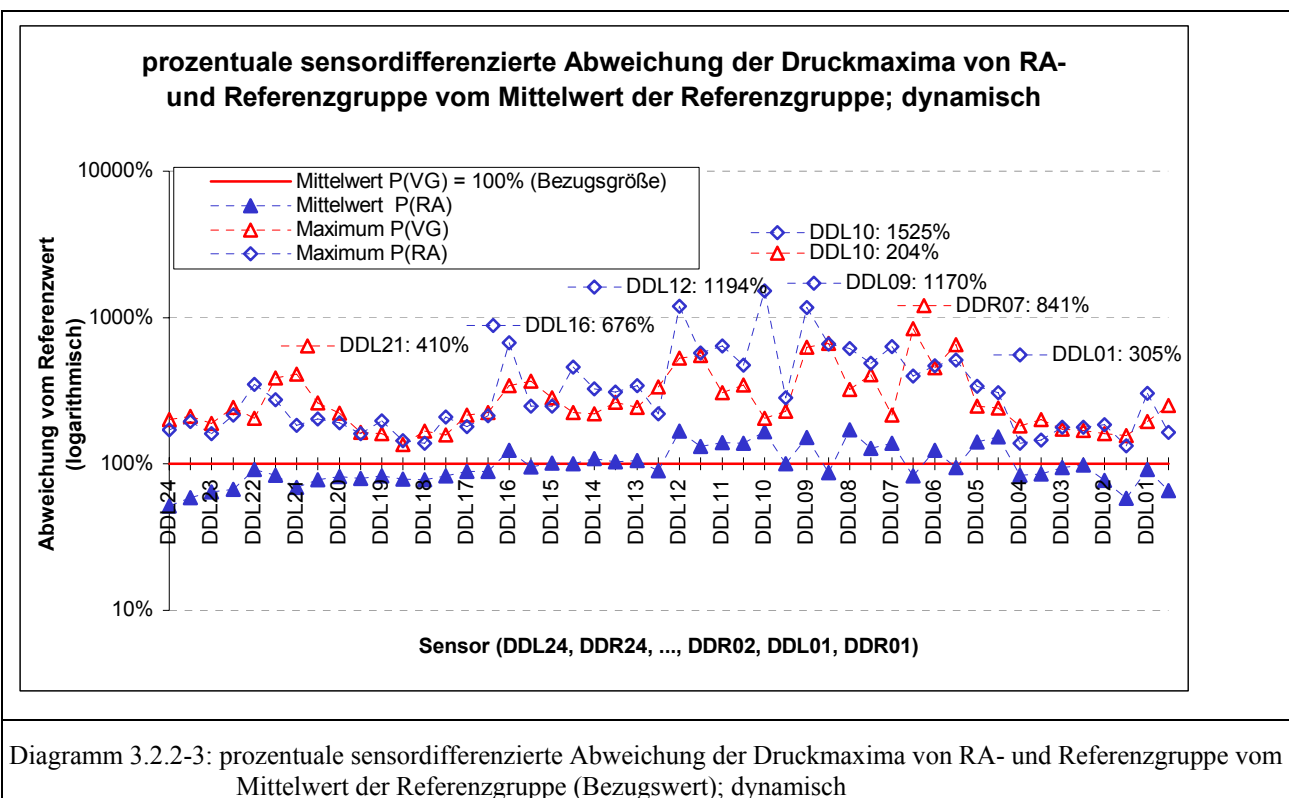
Diagramm 3.2.2-2: sensorbezogenes prozentuales Verhältnis des Plantardruckes der Gruppe der Rheumatiker (P_{RA}) im Vergleich zur Referenzgruppe (P_{VG}), dynamisch

Diagramm 3.2.2-2 zeigt das sensorbezogene prozentuale Verhältnis der Druckwerte beider Gruppen [P_{RA} x 100 / P_{VG}], wobei die 100 Prozentlinie dem Plantardruck am jeweiligen Sensor in der Vergleichsgruppe entspricht (Konkordanzlinie).

Es zeigen sich gerade im Bereich der Sensoren des Längsgewölbes (Sensoren Nr. 05 - 12) relative Druckerhöhungen von bis zu 170 Prozent, während sich im Fersen- und Metatarsalköpfchenbereich relative Druckverringerungen auf 60

Prozent ergeben. Der Plantardruck wird also in der Rheumatikergruppe unter dynamischen Bedingungen von der Fußspitze nach proximal und von der Ferse nach distal verlagert. Dies entspricht funktionell dem Vorliegen von Senkfußverhältnissen beim Rheumatiker unter dynamischen Bedingungen.

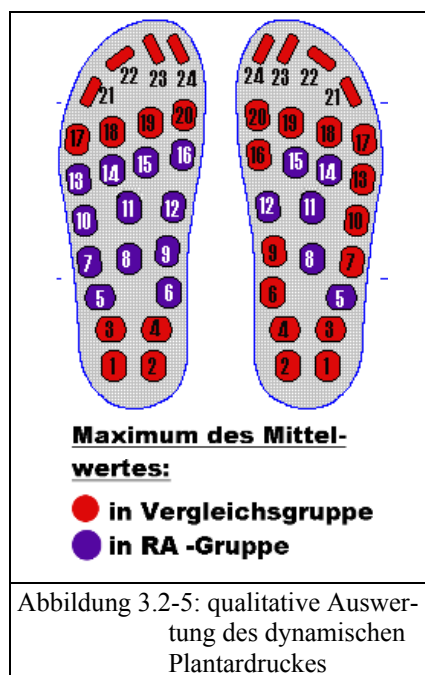
In Diagramm 3.2.2-7 werden die in der jeweiligen Gruppe maximal aufgetretenen Plantardrücke ins Verhältnis gesetzt zum Durchschnittswert am entsprechenden Sensor in der Referenzgruppe. Zur Veranschaulichung wurde der Durchschnittswert in der Rheumatiker-Gruppe, wie in Diagramm 3.2.2-2, nochmals übernommen. Auch in Bezug auf die Maximalwerte zeigen sich in der prozentualen Abweichung vom Mittelwert der Referenzgruppe (100 Prozentlinie) in Diagramm 3.2.2-3 im Einzelfall massive lokale Druckerhöhungen:



Es zeigen sich hier im Bereich des Längsgewölbes Druckwerte, die bis zu 15,25 mal so groß sind (Sensor 10, links, „DDL10“; 1525 Prozent) wie der Mittelwert der Referenzgruppe, wobei das Maximum dieser Gruppe hier gerade 204 Prozent des Referenzwertes beträgt.

Insgesamt fallen die relativen Maxima hier geringer aus als unter statischen Bedingungen, wo sich in der Rheumatikergruppe Maximalabweichungen von 3110 Prozent (Sensor 09, links) zeigten, während es unter dynamischer Belastung „lediglich“ 1525 Prozent im Bereich des Sensor 10, ebenfalls auf der linken Seite, waren.

Analog zur Abbildung 3.3.1-4 auf Seite 72 zur Umverteilung des statischen Plantardruckes beim Rheumatiker soll Abbildung 3.2-4 qualitativ die Areale höherer Plantardrücke, hinsichtlich der Gruppenzugehörigkeit des jeweils höheren Druckmittelwertes, veranschaulichen. Die rot markierten Bereiche sind die, in denen die durchschnittlichen Plantardrücke der Vergleichsgruppe größer sind als die der RA - Gruppe; die blau markierten Bereiche sind jene, in denen die durchschnittlichen Plantardrücke beim Rheumatiker größer sind als die in der Vergleichsgruppe. Auffällig ist hier zunächst eine Seitendifferenz im Bereich des Mittel- und proximalen Vorfußes. Insbesondere das Auftreten des höheren Plantardruckes rechts im Bereich des in der statischen Messung als „senkfußsensitiv“ bezeichneten Sensor Nr. 09. Gleiches gilt für die Sensoren 06,07,10,03 und 16.



Im klinischen Untersuchungsbefund wurde an 22 Füßen der Probanden der Vergleichsgruppe inspektorisch ein beidseitiger (hier jedoch klinisch nicht relevanter) Senkfuß auffällig. Bei den Rheumatikern war das bei 26 Füßen links und rechtsseitig bei 28 Füßen der Fall, mit jeweils unterschiedlicher klinischer Relevanz. Eine mögliche Erklärung für diese widersprüchliche Druckerhöhung im Sensorbereich 09 rechts ist die bereits in der integrativen dynamischen Plantardruckauswertung (Kapitel 3.2.2.1.1) beschriebene deutliche Diskrepanz der dynamischen Gangparameter Ganggeschwindigkeit und Abrollverhalten beider Gruppen. Die Referenzgruppe hat durch ihre größere Ganggeschwindigkeit während des Abrollvorganges eine höhere kinetische Energie. Diese wird auf die Unterlage übertragen und teilweise abgebremst. Im Gegensatz zur statischen sind in der dynamischen Messung Druckerhöhungen durch die Erhöhung des Schuhbinnen-druckes während des Abrollvorganges möglich. Die Schuhsohle des von uns verwendeten Ballettschuhs mit flexibler Sohle wird beim Abrollen, in Abhängigkeit vom Ausmaß der Abrollbewegung, über das Längsgewölbe

von der Fußspitze zur Ferse gedehnt. Dies kommt hier insbesondere in der Vergleichsgruppe zum Tragen, da in dieser durchschnittlich eine größere Plantarfläche am Abrollvorgang partizipiert (siehe Kapitel 3.2.2.4: Schwerpunktverlaufslinien). Bei üblicher Weise niedrigem Druckniveau im medialen Plantargebiet, insbesondere im Bereich des Sensor 09, erhalten derartige diskrete Druckanstiege in diesem Bereich eine deutliche Betonung. Laut Herstellerangaben zeichnet sich das Parotec- System mit dem Hydrozellen- Sensorsystem dadurch aus, daß es auch Scherkräfte erfasst. Dieser Umstand erschwert in diesem Falle zusätzlich die vergleichende Betrachtung der Plantardrücke beider Gruppen, wegen ihrer nachgewiesenen, unterschiedlichen Gangbilder.

Wie in der statischen Messung deutet sich jedoch auch hier, mit o.g. Ausnahmen, beim Rheumatiker eine Erhöhung des Plantardruckes im Bereich des Längsgewölbes an (Senkfußkomponente). Eine Spreizfußbildung durch eine Druckbetonung im Bereich der intermediären Metatarsalköpfchen III, II und IV ist wie in der statischen Messung hier ebenfalls nicht sofort ersichtlich. Während in der distalen Sensorreihe (Sensoren 17-20) das Druckniveau in der Vergleichsgruppe geprägt wird (im Diagramm 3.2.2-1 auf Seite 53 zeigen sich hier in der Referenzgruppe um ca. 20% höhere Druckwerte als in der RA- Gruppe) kehren sich die Verhältnisse in der proximalen Sensorreihe (Sensoren 13-16) um. Auch hier kann von einer Sekundärentlastung durch Plantardruckumverteilung und / oder durch „pes planus – bedingte“ Vergrößerung der plantaren Belastungsfläche ausgegangen werden. Tabelle 3.2-6 auf der Seite 57 fasst analog zur Auswertung der statischen Druckverhältnisse (Tabelle 3.2-4, Seite 49) die Verhältnisse einzelner Druckareale / Sensorgruppen zu Plantardruckindices zusammen.

In den Zählern und Nennern zur Indexberechnung wird die bereits in der integrativen Auswertung sich abzeichnende höhere Amplitude der dynamischen Plantardruckwerte im Vergleich zur statischen Messung (Diagramm 3.2.2-4, Seite 59) reflektiert.

Ein Wechsel der Gruppenzugehörigkeit des jeweils höheren Senk- und Spreizfußindexes ist nicht nachweisbar. Es zeigt sich jedoch unter dynamischen Verhältnissen, im Vergleich zu den gleichnamigen Indices der statischen Messung, eine betragsmäßige Annäherung der entsprechenden Indices beider Gruppen.

Der dynamische Senkfußindex (Tabelle 3.2-6) zeigt nochmals die im vorangegangenen Absatz beschriebenen Senkfußverhältnisse beim Rheumatiker. Ähnlich verhält es sich bei den dynamischen Spreizfußindices: Wie bei den statischen Indices erhalten auch hier die medialen Metatarsalköpfchen durch retrokapitäre Weichteilkompression und hieraus

resultierende relativ höhere Plantardruckverhältnisse (Senkfußindex 2_D) in diesem Bereich, eine relative Entlastung gegenüber den Metatarsalköpfchen I und V (Senkfußindex 1_D). Dies zeigt sich u.a. in der relative Druckerhöhung im Bereich der Sensoren 11 und 08 in Diagramm 3.2.2-2 bei gleichzeitiger Drucksenkung im Bereich der Sensoren 18 und 19.

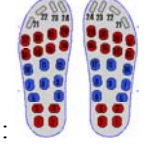
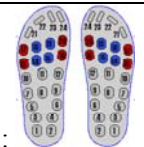
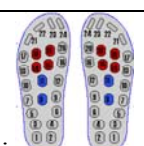
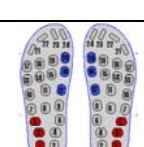
Index	Zähler: Summe der Plantardruckmittelwerte der Sensoren	Sensor- gruppen	Nenner: Summe der Plantardruckmittelwerte der Sensoren	Index bei Rheumatiker	Index in Referenzgruppe
Senkfuß- Index $_D$	5 bis 12 (Metatarsus-Bereich)		1 bis 4 + 13 bis 20 (Ferse & MTK-Bereich)	$\frac{53,21}{315,60} = 0,17$	$\frac{41,40}{375,74} = 0,11$
Spreizfuß - Index 1_D	14+15+18+19 (MTK II-IV)		13+16+17+20 (MTK I & V)	$\frac{109,18}{79,27} = 1,38$	$\frac{125,79}{88,41} = 1,41$
Spreizfuß - Index 2_D	8+11 (Quergewölbe im Ber. der Corpora Metatarsalia III> II+IV)		14+15+18+19 (MTK II-IV)	$\frac{11,16}{109,18} = 0,10$	$\frac{7,71}{125,79} = 0,06$
Valgus- Index $_D$	12,16,20 (dist. Metatarsale I)		1,3,5 (lateralere Ferse)	$\frac{43,76}{65,26} = 0,67$	$\frac{49,86}{72,36} = 0,69$

Tabelle 3.2-6: Plantardruckindices unter dynamischer Belastung

Auffallend ist jedoch eine relative Abnahme sowohl des Senk- als auch des Spreizfußindex unter dynamischen Bedingungen im Vergleich zur statischen Belastung. Die Ursache für diese Indexreduktion dürfte der physiologische Abrollvorgang über den Fußaußenrand sein, der zwangsläufig zu einer relativen Entlastung des medialen Fußrandes führt. In Diagramm 3.2.2-4 erfolgt eine Gegenüberstellung der sensorbezogenen Plantardrücke beider Gruppen unter statischer und dynamischer Belastung. Hier zeigt sich, daß in den Bereichen der medial randgebenden Sensoren (vor allem Nr.06, Nr.09 und Nr.12) dynamische Druckwerte herrschen, die sich nur geringfügig von den statischen unterscheiden. Im Gegensatz hierzu finden sich in lateralen Bereichen (z.B. Sensoren 17, 13, 10, 07 und 05) deutliche Drucksteigerungen. Auffallend ist außerdem die im Vergleich zur statischen Messung (Tabelle 3.2-4 auf Seite 49) nachweisbare Umkehrung der Gruppenzugehörigkeit des jeweils höheren Valgusindex. Unter statischen Bedingungen zeigt sich beim Rheumatiker ein um 7,69 % größerer durchschnittlicher Valgusindex als in der Referenzgruppe. Unter dynamischen Bedingungen der um 2,89 % höhere Wert in der Referenzgruppe. In Diagramm 3.2.2-4 auf Seite 59 wird erkennbar, daß die Ursache hierfür insbesondere in der deutlichen Reduktion des Plantardruckes der Rheumatiker im Bereich des Zehengrundgelenkes (insbesondere Sensor Nummer 20) liegt. Gleichzeitig besteht eine relative Mehrbelastung im (lateralen) Rückfuß. Ursache hierfür dürfte ein deutliches Defizit in der Plantarflexion- und Pronationsbewegung des Rheumatikers in der terminalen Abrollphase bzw. Abstoßphase sein, also eine kombinierte Bewegungseinschränkung im oberen und unteren Sprunggelenk. Im Gegensatz hierzu zeigt der statische Valgusindex , daß der rheumatische Fuß in der statischen Belastungsphase in eine Pronationsstellung gerät.

Es ist zu beachten, daß ein direkter Vergleich der statischen und dynamischen Druck- und Indiceswerte nur mit Einschränkungen sinnvoll ist. Beim Abrollvorgang handelt es sich um einen Prozess bei dem es zyklisch zu Totalentlastungen und Maximalbelastungen kommt, während sich in der statischen Messung im Vergleich hierzu zu jedem Zeitpunkt nahezu konstante Belastungsbedingungen ergeben. Die Verkleinerung dieser Plantardruckindices in der dynamischen Messung im Vergleich zur statischen Messung beider Gruppen kann somit unter Berücksichtigung o.g. Einschränkungen zum Teil auf den Abrollvorgang mit schrittphasenabhängigen Maximalbelastungen bestimmter Fußareale bei gleichzeitiger Entlastung in anderen Arealen zurückgeführt werden. Zudem werden in unserer statischen Messung die mit einer Frequenz von 10 Hz erhobenen Realdrucke gemittelt, während in der dynamischen Druckmessung mit einer Frequenz von 100 Hz Messwerte erhoben und lediglich die gemessenen Maximalwerte während des Abrollvorganges erfasst werden. Der Erfassung des Druckverlaufes über den gesamten Abrollzyklus dient die Summation der mit 100 Hz erhobenen Druckwerte in der dynamischen Impulsmessung.

Wie bereits erläutert ist im Vergleich zur statischen Messung unter dynamischen Bedingungen eine betragsmäßige Annäherung (kleinere Differenzen) der Senk- und Spreizfußindices beider Gruppen zu erkennen. Diese Angleichung wird stets so vollzogen, daß sich in der Rheumatikergruppe unter dynamischen Bedingungen eine größere Indexreduktion ergibt als in der Vergleichsgruppe. Mathematisch zeigt sich dies entweder durch betragsmäßige Verkleinerung der Zähler der indexbildenden Brüche (Tabelle 3.2-6, Seite 57) oder durch betragsmäßige Vergrößerung der Nenner. Bezogen zum Beispiel auf den Senkfußindex bedeutet dies, daß eine Verkleinerung des Index entweder aus einer relativen Druckzunahme im Metatarsalköpfchen- oder Fersenbereich, aus einer relativen Druckentlastung im Bereich des Längsgewölbes, oder aus der Kombination von beiden resultiert. Diagramm 3.2.2-4 zeigt, daß diese Veränderungen im Vergleich zur Referenzgruppe insbesondere durch den fehlenden Druckaufbau im Bereich der Metatarsalköpfchen I-III (Sensoren 18,19 und 20) verursacht werden. Nach Diagramm 3.2.2-2 Seite 54 ist der Plantardruck in diesen Bereichen um etwa 20 Prozent reduziert. Somit wird offensichtlich, daß der Rheumatiker das Abrollen über das Großzehengrundgelenk meidet. Mögliche Ursache hierfür sind die o.g. Einschränkungen der Plantarflexion und Pronation. Eine weitere mögliche Ursache ist jedoch auch, daß durch die rheumatischen Weichteilveränderungen, insbesondere der Muskeln, Sehnen und Bänder, eine intensiverte aktive und passive Kraftübertragung in die Fußperipherie nicht mehr möglich ist. Desweiteren dürfte die Einwirkzeit der Bodenreaktionskraft eine wichtige Rolle spielen: Die Krafteinwirkungszeit (Bodenkontaktzeit) beträgt in der statischen Messung, apparativ bedingt, in beiden Gruppen 5 Sekunden (5000 ms). Dagegen ist die durchschnittliche Bodenkontaktzeit in beiden Gruppen unterschiedlich: sie beträgt 773 ms in der Referenzgruppe und 912 ms in der Rheumatikergruppe. Die durchschnittliche Abstützphase (Belastungsphase der Sensoren 07-20; siehe Kapitel 3.2.2.5 Bodenkontaktphasen auf Seite 74) hingegen beträgt gerade einmal 210 ms in der Referenzgruppe und 309 ms in der RA- Gruppe. In der Annahme einer von der Zeit der Krafteinwirkung abhängigen Verformung des Längsgewölbes, wobei der Endpunkt der Deformierung von der Elastizität der gewölbeerhaltenden Weichteilstrukturen (Sehen, Bänder, Aponeurosen etc.) abhängt, würden bei höherer Elastizität größere Druckanteile durch diese Strukturen auf die Ferse und die Metatarsalköpfchen übertragen. Das Verhindern einer Absenkung des Längsgewölbes erfolgt durch Kraftaufnahme in o.g. Weichteilstrukturen und Umsetzung in elastische Verformung. Schließlich ist das Ausmaß der Verformung abhängig von der maximalen Dehnbarkeit und Elastizität dieser Strukturen. Hier ist ein Gleichgewicht zwischen Krafteinwirkung und Aufnahme- sowie Speicherfähigkeit durch elastische Fasern Voraussetzung. Eine Überdehnung über die Elastizitätsgrenze hinaus führt zur irreversiblen plastischen Verformung und anhaltender Absenkung der Gewölbestruktur.

Als Ursache für die Elastizitätseinbuße dieser Strukturen beim Rheumatiker ist seine Grunderkrankung, mit ihrem auch weichteilbetreffenden destruktiven Charakter anzunehmen.

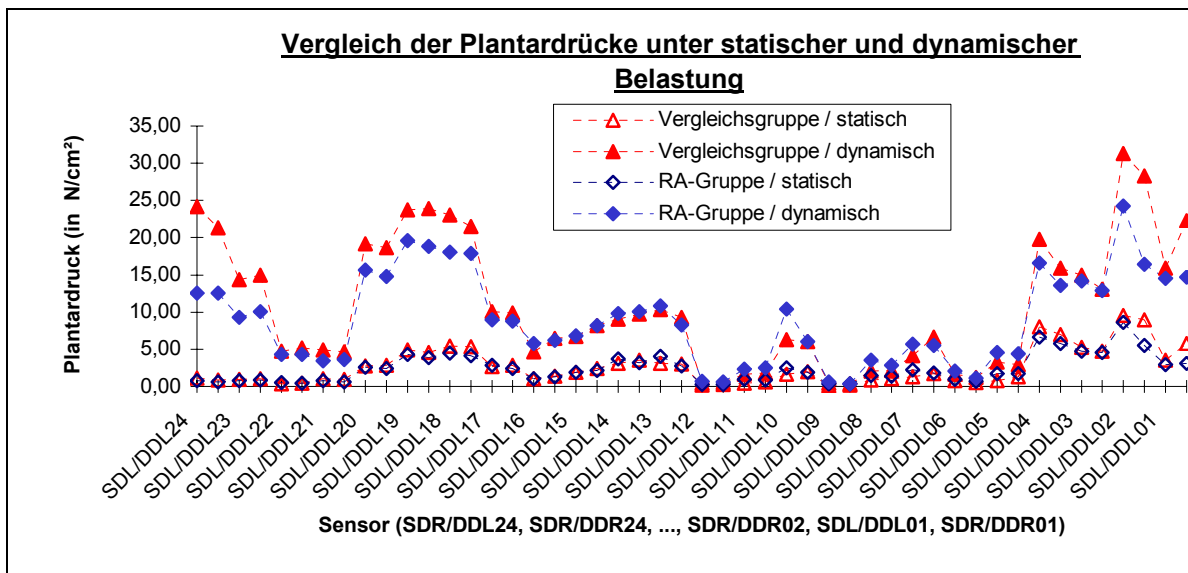


Diagramm 3.2.2-4: Vergleich der Plantardrücke unter statischer und dynamischer Belastung

Diagramm 3.2.2-4 zeigt nochmals die medioidistale Plantardruckreduktion beim Rheumatiker in der dynamischen Messung im Bereich der Sensoren 17 bis 20 sowie 23 und 24. Zudem zeigt sich ein entsprechendes Druckdefizit im Fersenbereich (Sensoren 01, 02 und 04).

3.2.2.2 Plantarimpulse, dynamisch

3.2.2.2.1 Integrative Auswertung der dynamischen Plantardruckverteilung

Der Plantarimpuls (Messphase „h“ in Abbildung 2.3-4 auf Seite 9 beschreibt die zeitliche Summation der auftretenden Kräfte am Messort. In der dynamischen Druckauswertung im vorangehenden Kapitel wurden nur die während eines Abrollvorganges verzeichneten Maximaldruckwerte registriert und ausgewertet. Hierdurch wurden die unter Umständen nur kurzzeitig auftretenden Druckspitzen erfasst. Durch diese sind „messerstichartige“ Traumatisierungen des Gewebes denkbar. Dies dürfte vor allen an Orten zutreffen, an denen ein hoher Härteübergang der Gewebe mit geringer Pufferzone (mechanische Übergangsgewebe) anzutreffen ist, zum Beispiel im Bereich der Metatarsalköpfchen und den plantar davon gelegenen Weichteilen.

Hier, in der Impulsmessung, werden alle Messwerte summiert. Sie wurden mit einer Frequenz von 100 Hz erhoben. Man erhält somit Aufschluss über die kumulative Belastung des Fußes am entsprechenden Mess- bzw. Sensorort über den gesamten Abrollvorgang. Die Notwendigkeit der Impulsmessung ergibt sich aus der Notwendigkeit der Erfassung chronisch einwirkender Drücke und einer damit verbundenen chronischen Kompression der zwischen den knöchernen Strukturen und der Fußunterlage befindlichen Weichteile (Muskulatur, plantare Gefäße und Nerven). Diese chronischen Druckeinwirkungen können durch den erhöhten Gewebedruck zu trophischen Störungen führen aus denen erst sekundär degenerative Beeinträchtigungen des Fußes resultieren.

Die physikalische Größe Impuls ist definiert durch folgende Formel:

$$I = \int_{t=t_0}^{t_n} F_t * t$$

Gleichung 3.2.2-1:
Impulsformel

Da mit den Sensoren der Messsohle Drücke gemessen werden muss die Kraft aus dem Produkt von Druckwert und Sensorfläche ermittelt werden. Die Fläche des einzelnen Sensors ist abhängig von der Größe der verwendeten Messsohle (Schuhkonfektionsgröße) und wird durch das Messgerät bei der Initialisierung der Messung automatisch erkannt und berücksichtigt.

Im Gegensatz zur Plantardruckmessung, bei der nur die während eines Abrollvorganges registrierten Maximaldruckwerte für jeden einzelnen Sensor ermittelt werden, wird in der Impulsmessung (nach Umrechnung in Kraftwerte) jeder einzelne der 100 anfallenden Messwerte pro Sekunde summiert.

Auch hier ist aufgrund des hohen Datenaufkommens zunächst wieder eine integrative Auswertung hilfreich: Tabelle 3.2-7 fasst die gruppenspezifische Auswertung der Plantardrücke eines jeden Sensors hinsichtlich Mittelwert, Standardabweichung, Maximum und Minimum zusammen, nachdem sie wiederum auf diese Kriterien untersucht wurden. Hierdurch wird der Plantarimpuls der durchschnittlich gruppenintern je Sensor wirkt charakterisiert. Das geschieht ungeachtet seiner Lokalisation hinsichtlich der Körperhälfte (rechter oder linker Fuß) oder der Projektionslage auf die Fußsohle. In der rechts benachbarten Abbildung erfolgt wiederum die grafische gruppenspezifische Differenzierung nach der Lokalisation des Maximal- und Minimalwertes (Extremwertlokalisierung).

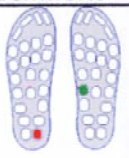
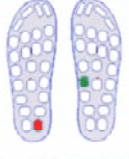
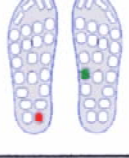
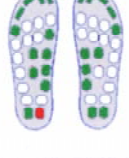
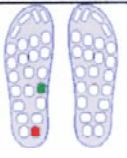
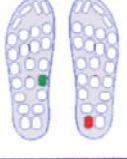
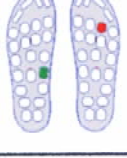
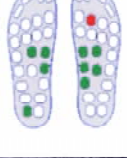
RA-Gruppe Mittelwert: Mittelwert* 10,99 Stand.abw.* 8,02 Maximum* 36,82 Minimum* 0,32 Stand.abw.: Mittelwert* 8,97 Stand.abw.* 7,59 Maximum* 51,61 Minimum* 0,58 Maximum: Mittelwert* 43,96 Stand.abw.* 45,81 Maximum* 315,07 Minimum* 3,11 Minimum: Mittelwert* 1,01 Stand.abw.* 1,81 Maximum* 8,24 Minimum* 0,00	Lokalisation der Extremwerte    	Vergleichsgruppe Mittelwert: Mittelwert* 10,82 Stand.abw.* 8,80 Maximum* 31,20 Minimum* 0,34 Stand.abw.: Mittelwert* 5,17 Stand.abw.* 2,95 Maximum* 11,06 Minimum* 0,63 Maximum: Mittelwert* 24,95 Stand.abw.* 15,62 Maximum* 55,16 Minimum* 2,62 Minimum: Mittelwert* 2,92 Stand.abw.* 4,11 Maximum* 15,02 Minimum* 0,00	Lokalisation der Extremwerte    
---	---	--	---

Tabelle 3.2-7: integrative Auswertung der dynamischen Plantarimpulsmessung

Es zeigt sich, daß der durchschnittlich in der RA- Gruppe auf einen Sensor fallende Impuls von 10,99 Ns höher ist als in der Vergleichsgruppe, wo dieser im Durchschnitt nur 10,82 Ns beträgt. Die Ursache für die durchschnittlich höheren Impulse der RA- Gruppe dürfte das durchschnittlich langsamere Gehen dieser Gruppe darstellen. Das stellt sich in der gemessenen durchschnittliche Bodenkontaktzeit der Fußsohle dar. Diese beträgt in der RA- Gruppe durchschnittlich 912 ms und in der Vergleichsgruppe 773 ms. Ein langsamerer Gang bedeutet, daß für die vorgeschriebenen fünf Doppelschritte, bei einer technisch vorgegebenen Meßwertgewinnung von 100 Messungen pro Sekunde, mehr Kraftwerte anfallen. Deren Summation schließlich führt zu den erhöhten Impulswerten in der RA- Gruppe.

Die Zugehörigkeit des höheren durchschnittlichen Mittelwertes (Mittelwert / Mittelwert* in Tabelle 3.2-7 auf Seite 61) zur Gruppe der Rheumatiker bedeutet eine klare Umkehrung zu den Verhältnissen sowohl des statischen, als auch des dynamischen Plantardruckes. Hier war stets eine Dominanz der Vergleichsgruppe zu verzeichnen. Dies ist, wie bereits beschrieben, auf die durchschnittlich langsamere Ganggeschwindigkeit der Rheumatiker zurückzuführen. Die durchschnittlichen Impulswerte streuen in der RA- Gruppe mit einer Mittelwert \ Standardabweichung* von 8,02 geringer als in der Vergleichsgruppe. Die Mittelwert \ Standardabweichung* beträgt hier 8,80 und ist somit 8,86 Prozent niedriger. In der Lokalisation der Extremwerte der Impulsmittelwerte zeigen sich in beiden Gruppen keine Unterschiede. So ist das Mittelwert \ Maximum* in beiden Gruppen bei Sensor 02 links, das Mittelwert \ Minimum* bei Sensor 09 in RA- Gruppe rechts, in der Referenzgruppe links lokalisiert. Betragsmäßig fällt der Mittelwert \ Maximum* bei SensorDDL02 in der RA- Gruppe mit 36,82 Ns 18,01 Prozent größer aus als in der Vergleichsgruppe, wo dieser nur 31,20 Ns beträgt.

Die Standardabweichung der Impulsmittelwerte (Mittelwert / Standardabweichung*) ist ein Maß dafür, wie stark die gemessenen Durchschnittsimpulswerte die über alle Probanden der entsprechenden Gruppe erhoben wurden, sich an

den Sensororten 01-24 voneinander unterscheiden. Hier zeigt sich, daß diese in der RA- Gruppe mit 8,02 kleiner ist als in der Referenzgruppe mit 8,80. Dies bedeutet, daß der Plantarimpuls beim Rheumatiker im Vergleich zur Referenzgruppe im Durchschnitt homogener auf die Fußsohle verteilt wird. Dies zeigt bereits an dieser Stelle die Tendenz der Rheumatiker zur Aequilibration des Plantarimpulses mit einheitlicherem Impulsniveau an allen Sensororten. Die Voraussetzung hierfür sind räumliche Umverteilungsvorgänge mit Impulszunahme an physiologischerweise weniger beanspruchten Fußarealen und konsekutiver Impulsreduktion an physiologischerweise Druck- / bzw. Impulsbelasteten Arealen. Die Ursache hierfür ist, wie es das Kapitel 3.2.2.4 zeigen wird, die Reduktion des Abrollvorganges unter Meidung vor allem distaler Fußabschnitte.

Der Mittelwert der Standardabweichung (Standardabweichung / Mittelwert*) ist ein Maß dafür, wie stark sich gruppenspezifisch durchschnittlich die an jedem einzelnen der 24 Messorte ermittelten Impulswerte zwischen den Probanden unterscheiden. Er ist in der RA- Gruppe mit 8,97 deutlich größer als in der Vergleichsgruppe mit 5,17. Dies reflektiert die Tatsache, daß es in der Rheumatikergruppe durch individuelle Beschwerden und Einschränkungen beim Gehen zu individuellen Störungen kommt, die durch ihren Einfluss auf die Verteilung des Plantarimpulses zu einer höheren Inhomogenität der Messergebnisse als in der Referenzgruppe führt. Bei dieser liegen definitionsgemäß derartige Störungen nicht vor. Die gleiche Argumentation trifft für das um den Faktor 4,6 erhöhte Maximum* der Standardabweichung (Standardabweichung \ Maximum*) der RA- Gruppe von 51,61 im Vergleich zur Referenzgruppe von 11,06 zu.

Die Maxima der Plantarimpulse sind in der RA- Gruppe mit durchschnittlich (Maximum / Mittelwert*) 43,96 Ns um 76,19 Prozent gegenüber denen der Referenzgruppe mit 24,95 Ns erhöht. Dies lässt auf erhebliche lokale plantare Beanspruchungen (und Entlastungen) schließen. Das bestätigt auch der maximal gemessenen Impuls (rot markierte Sensoren der Abbildungen in den Zeilen Maximum / Maximum* der Tabelle 3.2-7) von 315,07 Ns in der RA- Gruppe im Vergleich zu 55,16 Ns in der Referenzgruppe. Dies entspricht einer lokalen maximalen Impulserhöhung auf 571,19 Prozent eines Rheumatikers im Vergleich zum Impulsmaximum in der Referenzgruppe. Berücksichtigt man die Lokalisation des gemessenen Wertes am Sensor 02 links („DIL02“), bei dem in der RA- Gruppe der Maximalwert gemessen wurde, ergibt sich bei einem an gleicher Stelle gemessener Maximalimpuls in der Vergleichsgruppe von 54,26 Ns (siehe Tabelle 6.1-6 im Anhang) eine relative Erhöhung auf 580,67 Prozent.

Die Tatsache, daß das Minimum der Maxima (Maximum \ Minimum*) in beiden Gruppen im Bereich des Sensors 09 liegt, ist in der Tatsache begründet, daß sich dieser Sensor im Bereich der Kuppel des Längsgewölbes im Bereich des medialen Fußrandes liegt. Dieser Sensor zeigt eine besondere Validität zur Beurteilung des Ausmaßes der Gewölbeabsenkung (im Sinne einer Senkfußausbildung), da eine hier lokalisierte Druckerhöhung zunächst die hier physiologischer Weise nicht vorhandene Kontaktierung der Plantarfläche zur Voraussetzung hat. Die Kontaktierung setzt das vollständige Absinken des Längsgewölbes und / oder eine Valgusfehlstellung voraus. Dieser Wert ist in der RA- Gruppe mit 3,11 Ns um 18,70 Prozent gegenüber der Vergleichsgruppe mit 2,62 Ns erhöht. Von Null verschiedene Werte in diesem Bereich können jedoch als „Grundrauschen“ durch den Andruck des bei der Messung in beiden Gruppen identisch verwendeten Schuhwerkes verursacht werden (Schuhbinnendruck).

Die absoluten Minima (grün markierte Sensoren der Abbildungen der Zeilen Minimum / Minimum* in Tabelle 3.2-7) beschreiben Sensororte , bei denen im Einzelfall Impulse von 0 Ns gemessen wurden. Es demarkiert sich hier in beiden Gruppen das Längsgewölbe mit beidseitiger grüner Darstellung der Sensoren 09 und 12, vereinzelt auch der Sensoren 11, 08 und 06. Zusätzlich zeigen sich in der Rheumatikergruppe beidseits „Totalentlastungen“ im Zehenbereich, im Bereich des Kleinzeheballens und im Fersenbereich, was bis auf letzteres in der Referenzgruppe nicht nachweisbar ist. Da in diesen Bereichen zur Realisierung eines vollständigen Abrollvorganges eigentlich Impulswerte auftreten müssten, deuten sich hier bereits entsprechende funktionelle Einschränkungen des Abrollvorganges in der Rheumatikergruppe an.

3.2.2.2.2 Gesamtimpulse (Impulsverteilung zwischen rechten und linken Fuß)

Der nachfolgend diskutierte Gesamtimpuls kennzeichnet den über 5 Schritte gemittelten Impuls, gebildet aus der Summe aller 24 Sensoren, jeweils des linken und rechten Fußes.

Tabelle 3.2-8 zeigt die Gesamtimpulsverteilung beider Gruppen ([DGIL] = „dynamisch Gesamtimpuls links“; [DGIR] = „dynamisch Gesamtimpuls rechts“):

	<i>Rheumatoide Arthritis</i>		<i>Vergleichsgruppe</i>	
<i>NAME / Funktion</i>	<i>DGIL (in Ns)</i>	<i>DGIR (in Ns)</i>	<i>DGIL (in Ns)</i>	<i>DGIR (in Ns)</i>
Mittelwert:	288,59	240,13	256,10	257,57
Standardabw.:	165,57	85,65	58,99	53,09
Maximum:	821,85	470,72	378,37	330,61
Minimum:	107,77	114,00	158,99	167,72

Tabelle 3.2-8: dynamische Gesamtimpulse bezogen auf den linken / rechten Fuß in der RA - und Vergleichsgruppe

Die Heranziehung des Mittelwertes zur probandenübergreifenden Charakterisierung von plantaren Druck- (und Impuls-) änderungen bei der gleichzeitigen Betrachtung des rechten und linken Fußes wurde bereits im Kapitel 3.2.1.1 auf Seite 37 ff. als nur eingeschränkt sinnvoll diskutiert. Es können, durch eine Koinzidenz der im Ausmaß vergleichbaren, jedoch bei seiteninversen Auftreten bei zwei Probanden, pathologische Veränderungen im Mittelwert mathematisch eine Neutralisation erfahren. Hierdurch würden physiologische Verhältnisse vorgetäuscht.

In der Auswertung der statischen prozentualen Plantardruckverteilung mußte, wie oben bereits beschrieben, zur Charakterisierung der entsprechenden Veränderungen und Unterschiede die Standardabweichung herangezogen werden.

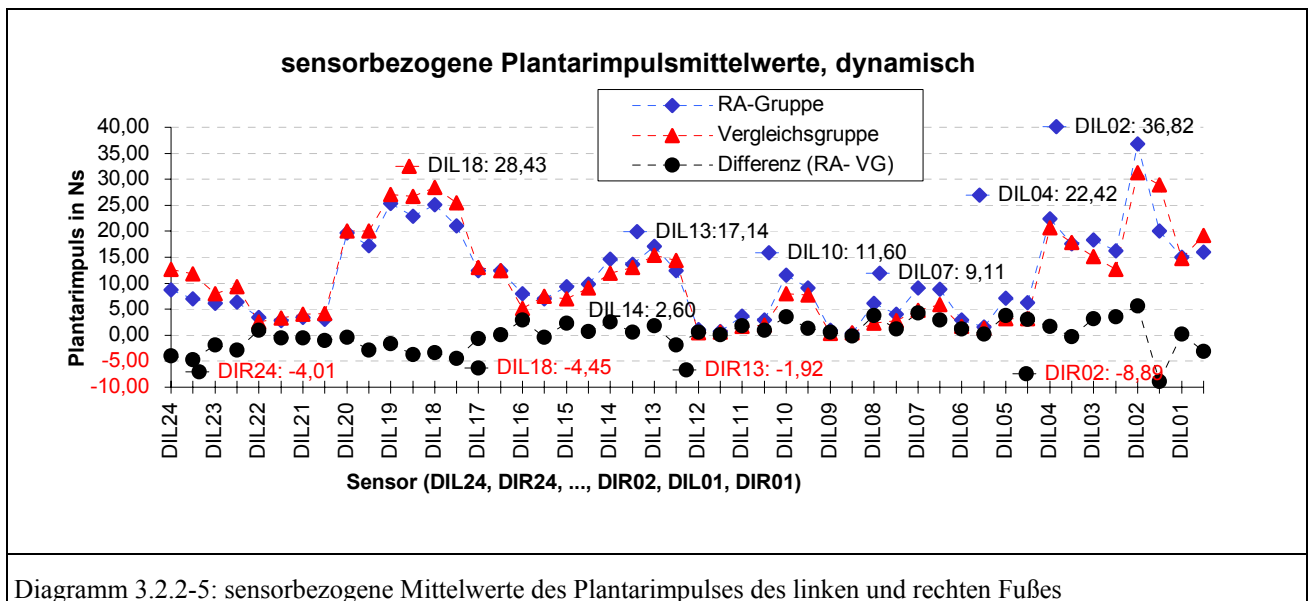
Dagegen wird in der Tabelle 3.2-8 ein wesentlicher Unterschied bereits durch den Nachweis einer erheblichen Seitendifferenz des Mittelwertes des Gesamtimpulses der Rheumatiker auffällig. Unterscheidet sich der Gesamtimpuls in der Referenzgruppe (rechts : links = 256,10 Ns : 257,57 Ns) nur um 0,57 Prozent, entspricht diese Differenz in der Gruppe der Rheumatiker (rechts : links = 288,59 Ns : 240,13 Ns) 20,18 Prozent. Wobei auch das Vorliegen höherer Standardabweichungen in der RA- Gruppe auf das Vorliegen derartiger Ausbrüche vom Mittelwert, rechts mehr als links (165,57 : 85,65) hinweist.

Im rechtsseitigen Maximum des Gesamtimpulses von 821,85 Ns wird eine der Hauptursachen für diese Veränderungen erkennbar. Es handelt sich hier exemplarisch um den Plantarimpuls einer 57 jährigen, adipösen Patientin (80 kg Körpergewicht bei einer Körpergröße von 159 cm) mit einer seit 24 Jahren bestehenden Rheumatoiden Arthritis. Diese befindet sich jetzt im Röntgenstadium IV. Der Plantarimpuls erklärt sich zum einen aus einem Verkürzungshinken rechts. Das rechte Kniegelenk weist ein Bewegungsausmaß von Extension /Flexion 0/20/30° auf. Dagegen weisen die Hüft- und Sprunggelenke keine signifikante Bewegungseinschränkung auf, wenn auch letztere bewegungsschmerzhaft sind. Hinzu kommt eine linksbetonte Schmerzsymptomatik durch Druckstellen im Bereich beider Metatarsalköpfchen des II. Strahles und beider Sprunggelenke.

Zwei weitere Probanden zeigen eine ähnliche funktionell und schmerzbedingte Modifikation des Gangbildes , so daß sie mit einem linksseitigen Gesamtimpuls von 742,72 Ns und 662,54 deutlich über dem maximalen Gesamtimpuls der Gegenseite dieser Gruppe lagen. Hieraus erklärt sich die deutlichen Seitendiskrepanz der Gesamtimpulse in dieser Gruppe.

3.2.2.2.3 Sensorbezogene Auswertung der Plantarimpulsverteilung; dynamisch

Diagramm 3.2.2-5 stellt analog zu den Auswertungen der statischen und dynamischen Plantardrücke die Plantarimpulse beider Gruppen gegenüber:



Die phänomenologische Beschreibung der Impulskurve entlang der Sensornummerierung zeichnet das von Druckmessungen bekannte Bild mit den Maxima an den Zehen (Sensoren 23-24) und der den Metatarsalköpfchen anliegenden distalen und proximalen Sensorreihen (Sensoren 13-20). Ausgespart bleibt Sensor 16, hier liegt, wie in der statischen und dynamischen Druckmessung, ein Minimum. Desweiteren finden sich Maxima im Bereich des lateralen Fußrandes (Sensor 10 und 07), sowie im Fersenbereich (hier vor allem Sensor 02).

Im Bereich des medialen Fußrandes (vor allem Sensoren 09 und 12), herrscht auch hier in der Impulsmessung immer ein niedriges Belastungsniveau, genau wie in der statischen und dynamischen Druckmessung. Eine funktionelle Senkfußausbildung beim Rheumatiker ist in Diagramm 3.2.2-5 zunächst nicht ersichtlich, wenngleich lokal erhöhte Impulswerte im Bereich der Sensoren 07,10, 08 und 11 eine von lateral stammende Umverteilung vermuten lassen. Die nominal größten Impulserhöhungen zeigen sich im Bereich der lateralen Sensoren 03, 05, 07 und 10, wobei medial (Sensoren 06,09 und 12) nominal nahezu identische Impulse zur Referenzgruppe vorliegen. Jedoch zeigen sich in Diagramm 3.2.2-6 auch hier die höchsten relativen Druckerhöhungen im Bereich der „senkfußsensitiven“ Sensoren 09, 08 und 12. Im Gegensatz zu den Druckmessungen kommt hier jedoch die Einschränkung zum Tragen, daß durch langsames Gehen oder bei eingeschränkter Abrollfunktion des Fußes durch eine längere Krafteinwirkungsdauer die höhere Impulsbelastung resultiert. Hinweise für das Vorliegen längerer Bodenkontaktzeiten und eines Abrolldefizites in der RA-Gruppe finden sich bereits in der dynamischen Druckmessung. Hier ist ein durchschnittlich reduzierter Druckaufbau im Großzehenbereich um 48,27 Prozent (Sensor 24 links, „DDL24“) und ein um durchschnittlich 41,98 Prozent reduzierter Druckaufbau im Fersenbereich (Sensor 02 rechts, „DDR02“) auffällig (Diagramm 3.2.2-2). Beträgt die relative Mehrbelastung des Sensors 08 links („DDL08“) dort 70,48 Prozent, ist die Impulsbelastung hier um 158,09 Prozent relativ zur Referenzgruppe erhöht, was zumindest für eine längere relative Kontaktzeit und Druckerhöhung dieses Bereiches beim Rheumatiker spricht.

Diagramm 3.2.2-6 zeigt das sensorbezogene prozentuale Verhältnis des Plantarimpulses des Rheumatikers zu dem der Referenzgruppe (100 Prozent wenn $I_{RA} = I_{VG}$). Hierbei wurde für jeden einzelnen Sensor die prozentuale Abweichung $[I_{RA} * 100 / P_{VG}]$ des Impulswertes von RA- und Referenzgruppe ermittelt.

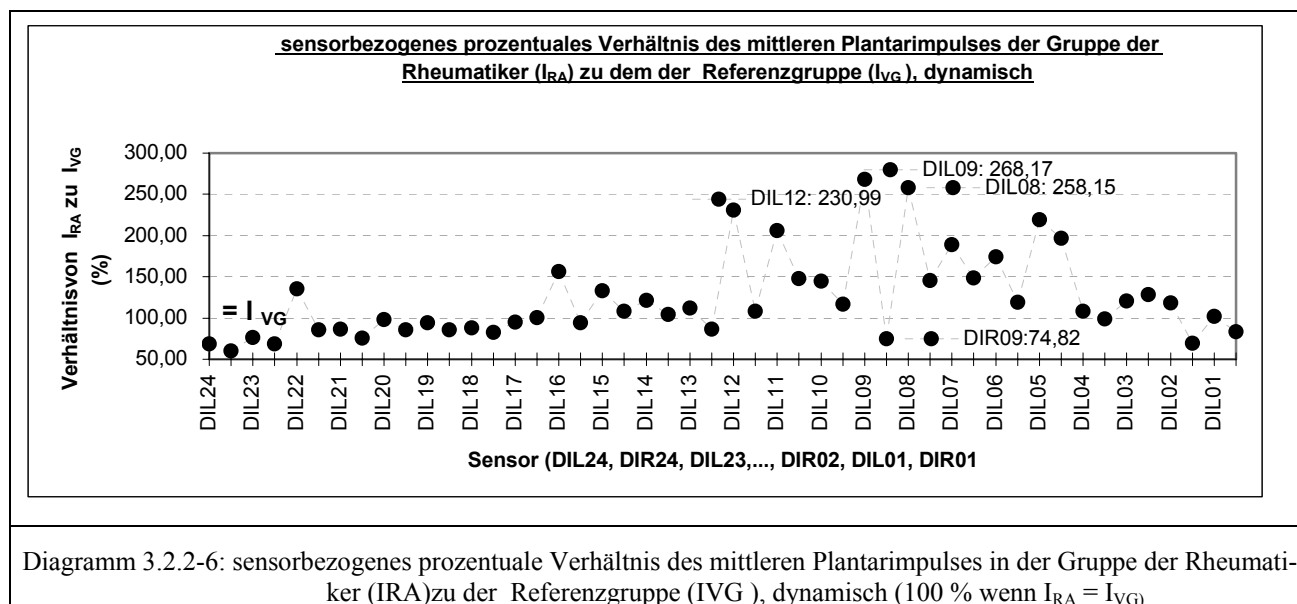
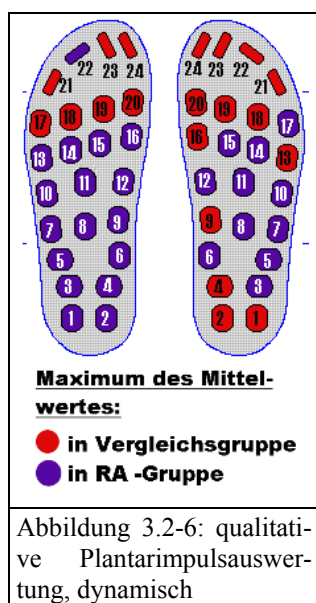


Abbildung 3.2-6 zeigt qualitativ die Gruppenzugehörigkeit des jeweils höheren Plantarimpulses und Lokalisation des entsprechenden Sensors. Hier zeigt sich eine qualitative Dominanz des Rheumatikers mit deutlicher Linksbetonung. Die mögliche Ursache für die Seitendifferenz und insbesondere des Befundes im Bereich von Sensor 09 rechts ist bereits bei der Diskussion der Abbildung 3.2-5, Seite 56, sowie bei der Diskussion der Gesamtimpulse erfolgt. Durch Schmerz- und / oder Verkürzungshinken ergaben sich hier in der Rheumatikergruppe linksseitig maximale Gesamtimpulse, die bis zu 217 Prozent derer der Referenzgruppe betrugen (Tabelle 3.2-8 auf Seite 63: Maximum der Gesamtimpulse links in der RA- Gruppe 821,85 NS; in der Referenzgruppe 378,37 Ns). Eine ähnlich gravierende Abweichung ergab sich linksseitig bei zwei weiteren Probanden (siehe Kapitel 3.2.2.2.2, Seite 63). Auf der rechten Seite waren die Differenzen nicht so gravierend: die relative Abweichung der Maxima beträgt hier lediglich 142,38 Prozent (bei einem Maximum der Gesamtimpulse rechts in der RA- Gruppe von 470,72 NS; in der Referenzgruppe von 330,61 Ns).



In Tabelle 3.2-9 auf Seite 66 erfolgt, analog zu der statischen und dynamischen Druckmessung, die Ermittlung der funktionellen Plantarindices hinsichtlich Spreiz- und Senkfuß aus der Sicht des Plantarimpulses.

In der Referenzgruppe bleiben Senkfußindex₁ (0,11) und Spreizfußindex₂ (0,06) im Vergleich zu den entsprechenden Indexbildungen der dynamischen Druckmessungen konstant. Dies bedeutet, daß sich in diesen Bereichen eine proportionale Änderung von Zähler und Nenner des indexbildenden Quotienten findet. Da Druck und Kraft sich, unter Berücksichtigung der Aequilibration der Sensorflächen durch die Software, direkt proportional verhalten ($P = F/A \Leftrightarrow F = A * P \Leftrightarrow F = k * P$ [k = Konstante, da Sensorfläche konstant]), kann die Kraft in dem zu integrierenden Produkt der Impulsformel (Gleichung 3.2.2-1 auf Seite 60) durch das Produkt aus der Konstante und dem Druck ersetzt werden. So zeigt sich, daß sich eine Änderung der Plantarindices in der dynamischen Impulsmessung im Vergleich zur dynamischen Druckmessung aus der verbleibenden Determinanten der Impulsformel, also der Zeit, ergibt.

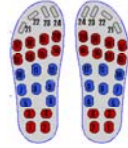

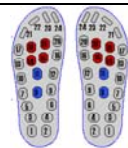

Index	Zähler: Summe der Plantardruckmittelwerte der Sensoren	Sensor- gruppen :	Nenner: Summe der Plantardruckmittelwerte der Sensoren	Index bei Rheumatiker	Index in Referenzgruppe
Senkfuß- Index ₁	5 bis 12 (Metatarsus-Bereich)		1 bis 4 + 13 bis 20 (Ferse & MTK-Bereich)	$\frac{76,11}{410,57} = 0,19$	$\frac{46,67}{416,98} = 0,11$
Spreizfuß - Index ₁	14+15+18+19 (MTK II-IV)		13+16+17+20 (MTK I & V)	$\frac{141,77}{106,38} = 1,33$	$\frac{148,79}{107,86} = 1,38$
Spreizfuß - Index ₂	8+11 (Quergewölbe im Ber. der Corpora Metatarsalia III> II+IV)		14+15+18+19 (MTK II-IV)	$\frac{16,68}{141,77} = 0,12$	$\frac{8,87}{148,79} = 0,06$
Valgus- Index ₁	12,16,20 (dist. Metatarsale I)		1,3,5 (lateralere Ferse)	$\frac{53,70}{78,89} = 0,67$	$\frac{53,86}{68,12} = 0,79$

Tabelle 3.2-9: Plantarimpulsindices hinsichtlich Senk- und Spreizfuß unter dynamischer Belastung

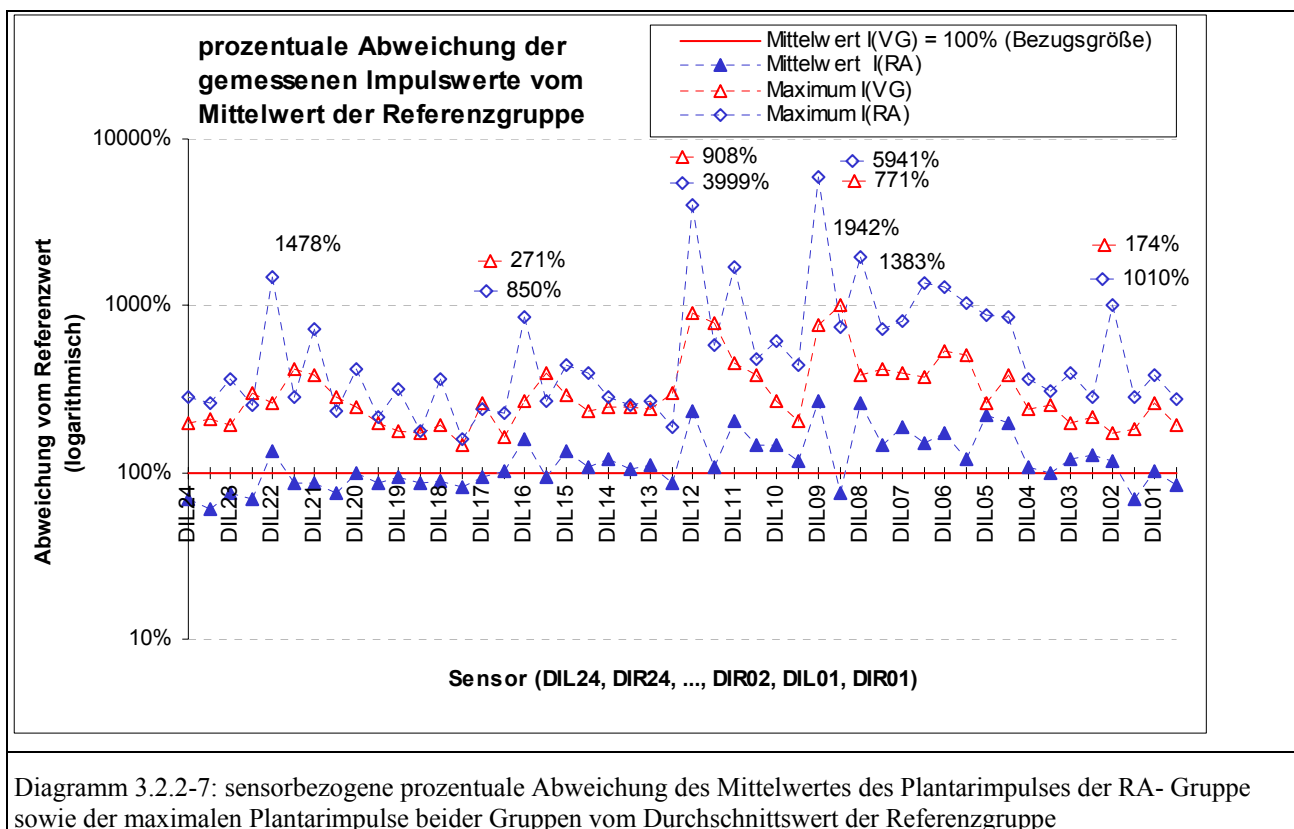
Eine Verkleinerung des dynamischen Spreizfußindex_{1D} (dynamischer Plantardruck; Tabelle 3.2-6 auf Seite 57) von 1,41 zu Spreizfußindex₁ von 1,38 (Plantarimpuls; Tabelle 3.2-9 Seite 66) resultiert somit aus einer entsprechenden Änderung der zeitlichen Druckbelastung der durch den Index beschriebenen Areale, also einer nicht proportionalen Änderung von Zähler und Nenner des indexbildenden Quotienten.

Gleiches gilt für die Plantarindices der Rheumatikergruppe. Hier zeigt sich eine Zunahme des Senkfußindex₁ von 0,17 in der dynamischen Druckmessung auf 0,19 in der dynamischen Impulsmessung; der Spreizfußindex₂ steigt von 0,10 auf 0,12. Beide Indices fallen in der Rheumatikergruppe deutlich höher aus als in der Referenzgruppe und in der Impulsmessung wiederum höher als in der Druckmessung. Dies zeigt, daß die Verteilung der plantaren Belastung, die bereits aus der Sicht des statischen und dynamischen Plantardruckes beim Rheumatiker zu deutlichen Abweichungen von denen der Referenzgruppe führt, was aus der Perspektive des zeitlichen Verlaufes und seiner Summation noch eine deutliche Verschärfung erfährt. So sind auch in der Plantarimpulsmessung zumindest funktionelle Senk- und Spreizfußverhältnisse beim Rheumatiker nachweisbar. Die im zeitlichen Verlauf auftretende Entlastung dieses Bereiches beim Abrollvorgang über die Großzehe kommt bei der bereits in der dynamischen Druckmessung nachgewiesenen eingeschränkten Abrollfähigkeit der Rheumatikergruppe ebenso zum Tragen, wie ihre durchschnittlich längere Bodenkontaktzeit aufgrund der niederen Ganggeschwindigkeit (siehe auch Kapitel 3.2.2.1.2 Seite 53).

In Kenntnis dieser Verhältnisse beim Spreizfußindex₁ 2 ist auch aus der Impulssicht die vermeintlich zunehmende Entlastung im Metatarsalköpfchenbereich II - IV (= Spreizfußindex₁; wobei sich hier die höheren Werte wie in der statischen und dynamischen Druckmessung ebenfalls in der Vergleichsgruppe finden) als eine Sekundärentlastung durch Mehrbelastung proximal der Metatarsalköpfchen gelegener Strukturen zu betrachten. Die Zunahme der Indexdifferenz der Gruppen in der dynamischen Impuls und Druckmessung (betragsmäßige Differenz der Indices in der dynamischen

Plantardruckmessung 0,03 zugunsten der Referenzgruppe; in der Impulsmessung beträgt diese Differenz 0,05 , auch zugunsten der Referenzgruppe) lässt sich ebenfalls aus der eingeschränkten Abrollbewegung erklären.

Da zur Beurteilung der pathogenen Potenz dieser Belastungsumverteilungen nicht nur die Durchschnittswerte, sondern auch die Maximalwerte von Belang sind, sind die je Sensor ermittelten Maximalimpulse beider Gruppen im folgenden Diagramm 3.2.2-7 als prozentuale Abweichung vom Mittelwert des Plantarimpulses am jeweiligen Sensor in der Referenzgruppe, noch einmal gesondert dargestellt:



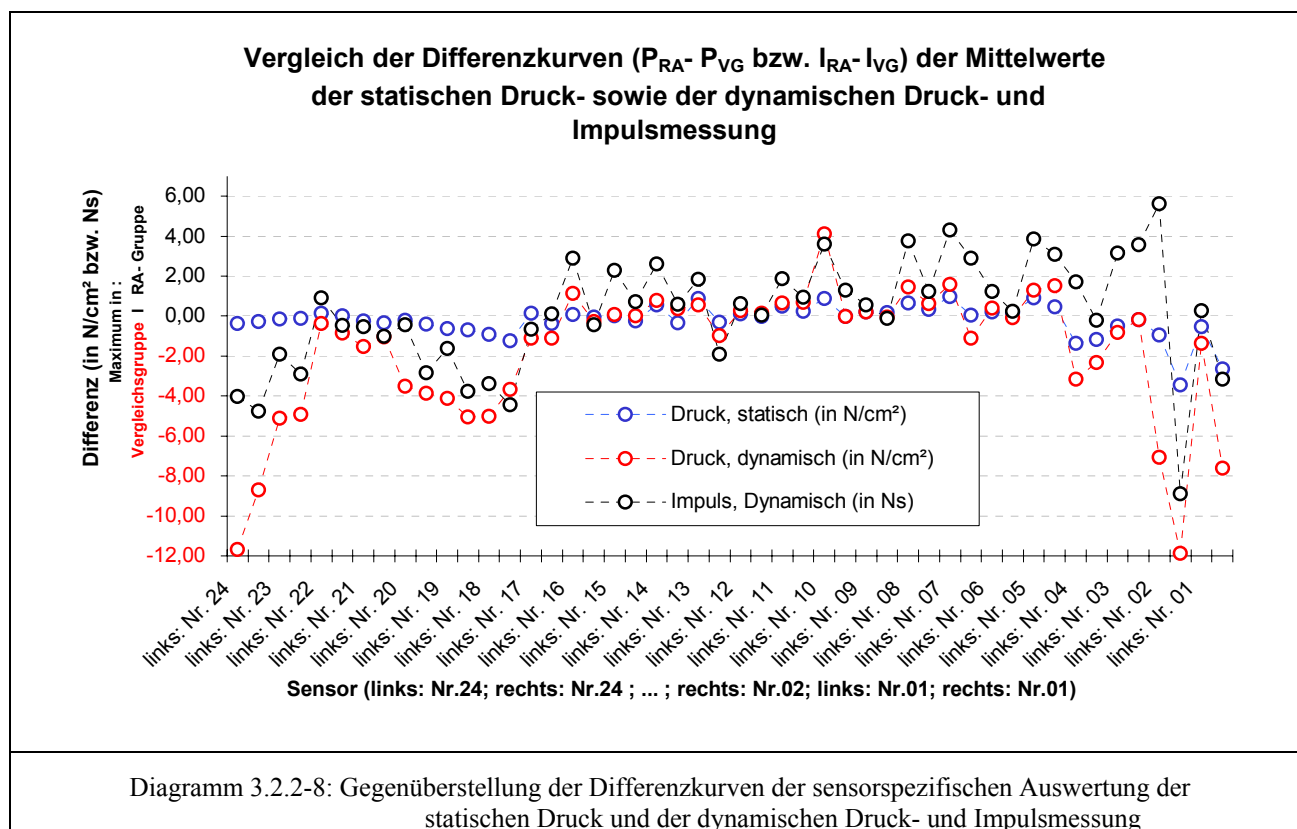
Hier zeigen sich lokale Impulserhöhungen beim Rheumatiker von bis zu 5941 Prozent (Lokalisation: medialer Fußrand, „DIL09“ = Sensor 09 links) im Vergleich zum Durchschnittswert in der Referenzgruppe, wobei der Maximalwert in der Referenzgruppe an gleicher Stelle nur 771% beträgt. Es zeigt sich auch hier, daß Impulserhöhungen in Gebieten mit physiologischer Weise niedrigerem nominellen Druck- und Impulsniveau (medialer Fußrand im Bereich des Längsgewölbes) in der Darstellung der prozentualen Impulsabweichung besonders sensibel erfasst werden. Doch, wie bereits erwähnt, erfordern meßbare Druck- und Impulserhöhungen in diesem Bereich eine vorangehende Totalabsenkung der Gewölbestruktur. Hieraus ergibt sich eine deutliche klinische Relevanz.

Hinsichtlich einer Ulcusbildung sind besonders kritisch die relativen maximalen Druckerhöhungen in Bereichen zu werten , die schon physiologischer Weise eine geringe Weichteilabpolsterung vorweisen. Dies trifft vor allen auf die Sensoren 13-20 (Metatarsalköpfchen) und 01-04 (Fersenbereich) zu. In unseren Messung betrifft dies vor allem das relative Maximum der Rheumatiker von 850 Prozent im Bereich „DIL 16“ (Großzehenballen) und das relative Maximum von 1010 Prozent im Bereich der medialen Ferse („DIL 02“). Die relative maximale Abweichung in der Referenzgruppe ist in beiden deutlich geringer (bei „DIL 16“ 271 Prozent, bei „DIL 02“ 174 Prozent) was die These einer erhöhten Druckulkusgefahr in diesen Bereichen noch bestärkt.

3.2.2.3 Vergleichende Betrachtung der Impulswerte mit den statischen und dynamischen Druckwerten

Ein Vergleich der statischen und dynamischen Plantardruckindices und Plantardrücke ist bereits in Diagramm 3.2.2-4 Seite 59 erfolgt.

Im folgenden Diagramm 3.2.2-8 soll die Darstellung der gruppenspezifischen Unterschiede in der statischen und dynamischen Plantardruckverteilung sowie der dynamischen Impulsverteilung erfolgen.



Hierzu werden die Differenzkurven der Mittelwerte der Diagramme zur sensorspezifischen Auswertung (statische Druckmessung: Diagramm 3.2.1-2 auf Seite 45; dynamische Druckmessung: Diagramm 3.2.2-1 auf Seite 53; dynamische Impulsmessung: Diagramm 3.2.2-5 auf Seite 64) in Diagramm 3.2.2-8 zusammengefasst. Die entsprechenden Sensoren der rechten und linken Seite kommen in direkter Nachbarschaft zur Darstellung. Aus Platzgründen erfolgt die Abszissenbeschriftung nur für die Sensoren der linken Seite.

In der statischen Druckmessung sind die Differenzen am geringsten ausgeprägt. Während sie im Vorfuß- und Mittelfußbereich (Sensoren 24 bis 05) fast sinusartig die Nulllinie (Abszisse) „umkreisen“, zeigt sich im Fersenbereich ein deutliches Maximum (3,5 N/cm² bei Sensor 02 rechts) zugunsten der Referenzgruppe (näheres siehe Kapitel 3.2.1.2.2 auf Seite 45). In der dynamischen Druckmessung zeigt sich das bereits im Kapitel 3.2.2.2.3 (Seite 64 ff) beschriebene Defizit des Rheumatikers zum Druckaufbau im Bereich der Phalangen, insbesondere der Großzehe im Erfassungsbereich von Sensor Nr. 24. Ebenso verhält es sich im Fersenbereich - insbesondere im Bereich des Sensor Nr. 02 rechts: hier liegt die Differenz bei näherungsweise 12 N/cm² zugunsten der Referenzgruppe. Als Ursache dieser Druckminderung beim Rheumatiker ist die im Vergleich zur Referenzgruppe deutlich eingeschränkte Abrollfunktion anzunehmen. Diese resultiert einerseits aus der gestörten Motilität des rheumatischen Fußes, zum anderen aus den Bewegungseinschränkungen und Beschwerden zum Messzeitpunkt proximal des Fußes gelegener Gelenke (Sprung-,

Knie-, Hüftgelenk usw.; s.a. Kapitel 3.1.2.2, Seite 31 und folgende). Desweiteren zeigt sich hier das Druckdefizit im Bereich der Metatarsalköpfchen, vor allem der distalen Sensorreihe der Sensoren 17 bis 20. Im Vergleich zur Plantarimpulsdifferenzkurve kommt zu geringer ausfallenden relativen Druckzunahmen im Bereich der sich proximal anschließenden Sensoren, insbesondere Sensoren 16 bis 05. In den Druckerhöhungen der letztgenannten Sensoren zeigt sich die Absenkung der Gewölbestruktur des rheumatischen Fußes im Sinne eines Plattfußes, die unter dynamischer Belastung und hieraus resultierendem deutlich erhöhten Druckniveau im Vergleich zur statischen Belastung (siehe Kapitel 3.2.2.3) sich betragsmäßig deutlicher manifestiert. Die Impulsmessung zeigt beim Vergleich der Rheumatiker zu den Fußgesunden ebenfalls eine Verlagerung der Hauptbelastungszonen von den Phalangen und Metatarsal- Phalangalgelenken weg, hin zum Mittel- und distalen Rückfuß. Dabei besteht auch hier eine Belastungszunahme im Bereich der proximalen Sensorreihe, der Sensoren 13 bis 16.

Zusammenfassung der Ergebnisse der dynamischen Druck- und Impulsmessung

Beim Rheumatiker kann eine vom Fußgesunden abweichende Plantardruck- und Impulsverteilung nachgewiesen werden. Der bereits inspektorisch deutliche und zum Teil erhebliche Unterschied von Gangbild und Abrollvorgang führt zu einer erschwerten Vergleichbarkeit vor allem niedrigintensiver Plantardruckareale. Insbesondere in diesen Bereichen wird eine Differenzierung zwischen Bodenreaktionskraft und abrollbedingter Erhöhung des Schuhbinnendruckes erschwert. Die Schuhsohle wird beim Abrollen über die Großzehe von der Fußspitze zur Ferse gedehnt und in Abhängigkeit von dieser Verformung plantar angepresst. Laut Herstellerangaben zeichnet sich das Parotec- System mit dem Hydrozellen-Sensorsystem dadurch aus, daß es auch Scherkräfte erfasst. Dies erschwert in diesem Falle die vergleichende Betrachtung des Plantardruckes, vor allem in niedrigintensiven Sensororten. Die folgenden Kapitel werden den Nachweis unterschiedlicher Gangbilder (Schrittlänge, Geschwindigkeit, Abrollen usw.) erbringen.

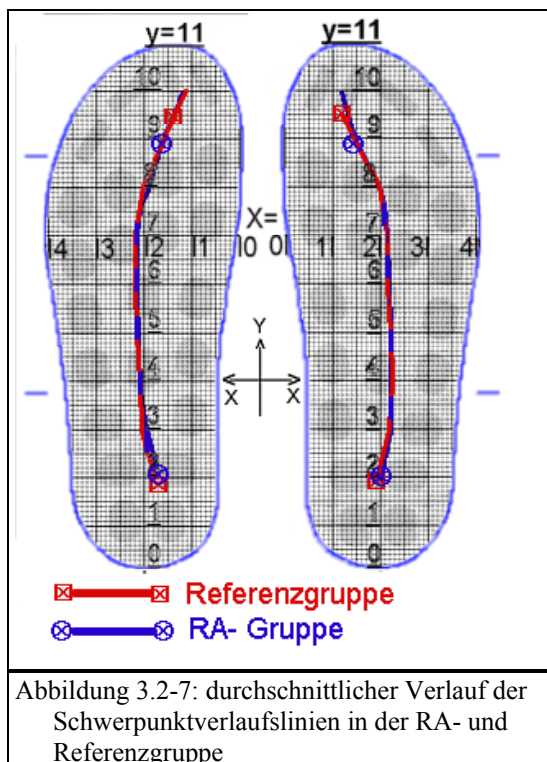
Hinsichtlich der Senk- und Spreizfußindices bestätigen sich in der dynamischen Druck- und Impulsmessung die bereits in der statischen Messung beschriebenen Verhältnisse einer Tendenz zur Ausbildung des Senk- und Spreizfußes. Der dynamische Valgusindex ist, im Gegensatz zur statischen Druckmessung, bei der Referenzgruppe erhöht. Dies ist im Sinne einer besseren Pronationsleistung beim Abrollvorgang in der Vergleichsgruppe zu interpretieren..

3.2.2.4 Schwerpunktverlaufslinien (SVL)

Die physikalischen Grundlagen und die Methodik der Auswertung der Schwerpunktverlaufslinien sind bereits im Kapitel 2.4.2.2 ab Seite 14 beschrieben. Die Nomenklatur der erhobenen Parameter wird in Tabelle 2.4-3 auf Seite 16 erläutert. Die folgenden Werte beziehen sich auf die Messergebnisse, deren tabellarische Auflistung sich im Kapitel 6.1.2.2 des Anhanges, auf Seite 97 ff befindet.

Bereits in den Kapiteln der dynamischen Druck- und Impulsmessung konnte eine Druck- bzw. Impulsreduktion im Phalangeal- und Fersenbereich nachgewiesen werden. Als Ursache ist, aufgrund der Befunde der orthopädischen Untersuchung und Anamneseerhebung, bisher am ehesten eine eingeschränkte Motilität des rheumatischen Fußes anzunehmen. Die Schwerpunktverlaufslinien bieten, durch die kartografische Projektion des Körperschwerpunktes auf die Sensormatrix der verwendeten Messsohlen, eine zweidimensionale Darstellung der Lastabtragungslinie in ihrem zeitlichen Verlauf und lassen somit unmittelbare Rückschlüsse auf das Abrollverhalten zu.

In Abbildung 3.2-7 ist der durchschnittliche Verlauf der Schwerpunktverlaufslinien des dritten der fünf Doppelschritte beider Gruppen dargestellt. Die mit einem Kreis bzw. Quadrat markierten durchschnittlichen Anfangs- und Endkoordinaten geben den Durchschnittswert, bezogen auf die gesamte Probandenanzahl der jeweiligen Gruppe ($n_{RA} = 33$; $n_{VG} = 31$), an. Die distal hiervon gelegenen Kurvenausläufer (distal von $Y = 9,0$ in der RA- Gruppe, bzw. distal von $Y = 9,5$ in der Vergleichsgruppe) weisen lediglich den Durchschnittswert der Probanden aus, bei denen hier tatsächlich noch eine Körperschwerpunktprojektion gelang (siehe auch Diagramm 3.2.2-9 auf Seite 71).



SVL	X/Y _{RA} ⊗	X/Y _{VG} ⊠
Anfang	links: 1,82/2,00	links: 1,77/1,81
(proximal)	rechts: 2,01/2,05	rechts: 1,89/1,92
Ende	links: 1,70/8,89	links: 1,30/9,49
(distal)	rechts: 1,41/8,92	rechts: 1,23/9,46
Tabelle 3.2-10: durchschnittliche Anfangs- und Endkoordinaten der SVL		

Es zeigt sich im Bereich des proximalen Anfangs ein nach lateral und distal verlagerter Anfang der Schwerpunktverlaufslinien in der RA- Gruppe im Vergleich zur Referenzgruppe. Im distalen Endbereich ist eine Verlagerung nach lateral und proximal (siehe auch Tabelle 3.2-10) zu erheben. Hiermit ist auch anhand der Schwerpunktverlaufslinien ein Defizit des Abrollvorganges beim Rheumatiker nachgewiesen. Im Gegensatz zu den durchschnittlichen Anfangs- und Endpunkten der Schwerpunktverlaufslinien erfolgte die Bestimmung des durchschnittlichen Verlaufes an empirisch festgelegten Ortskoordinaten entlang der Y- Achse: bei Y= 0 bis 110 Millimetern im Abstand von 10 mm. Die durchschnittlichen Schwerpunktverlaufslinien sind in beiden Gruppen nahezu kongruent. Durch die empirische Festlegung der Koordinaten kommt es, je nach Lokalisation der Koordinate, zu einer Reduktion der in den Mittelwert einfließenden Probanden- bzw. Messwertanzahl. Insbesondere in der Rheumatikergruppe wird durch eine im Einzelfall erhebliche Reduktion der Schwerpunktverlaufslinien - Ausdehnung entlang der Y- Achse nicht jeder Ordinatenpunkt „erreicht“. Auch eine Spitzfußstellung kann sich in einer überdurchschnittlichen distalen Verlängerung der Schwerpunktverlaufslinie widerspiegeln. Dies erklärt die Tatsache, daß die Linie des mittleren Verlaufes beim Rheumatiker das ermittelte durchschnittliche distale Ende dieser Gruppe (⊗) auf beiden Seiten mehr als einen Zentimeter überragt, während es in der Vergleichsgruppe (⊗) lediglich auf der linken Seite 6 Millimeter sind. Zudem überragt rechts die mittlere Schwerpunktverlaufslinie der Rheumatiker die der Vergleichsgruppe um mindestens 4 Millimeter.

In Diagramm 3.2.2-9 erfolgt die gruppenspezifische Darstellung, an welchem Messort bei wie viel Prozent der Probanden eine Schwerpunktverlaufslinie nachweisbar ist. Hier zeigen sich ähnliche Verhältnisse wie bei den oben genannten gruppenspezifischen Anfängen / Enden der Schwerpunktverlaufslinien. Sowohl im Fersen- als auch im Zehenbereich sind bei deutlich weniger Probanden der Rheumatikergruppe Schwerpunktverlaufslinien nachweisbar, was auf Abrolldefizite in dieser Gruppe hinweist. So sind diese am Ort Y= 2 in der Vergleichsgruppe links : rechts bei 97 : 87 Prozent der Probanden nachweisbar. In der Rheumatikergruppe ist dies bds. nur bei 76 Prozent der Probanden der Fall. Ähnlich verhält es sich am Ort Y =9. In der Vergleichsgruppe gelingt hier der Nachweis bei links : rechts in 94 : 100 Prozent, in der Rheumatikergruppe nur links : rechts in 76 : 85 Prozent der Probanden.

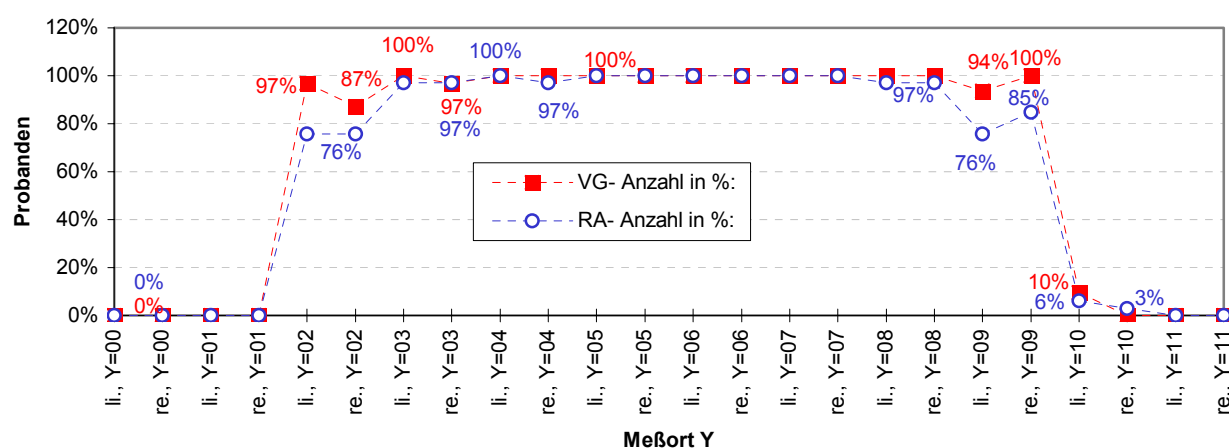
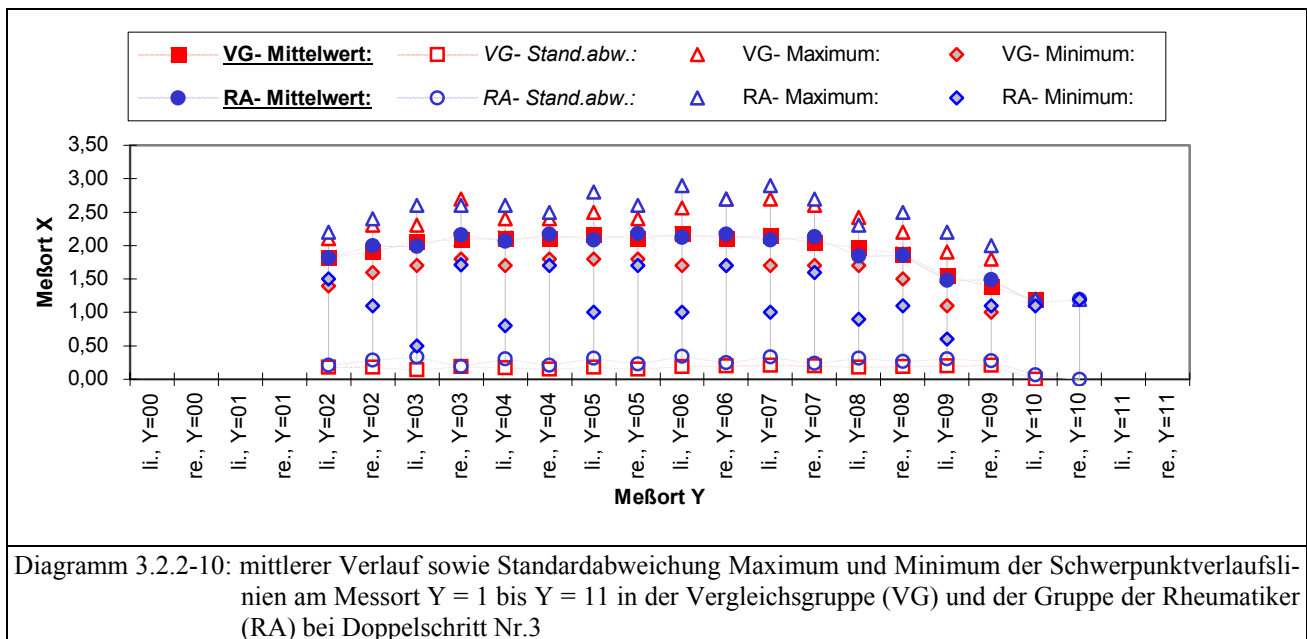


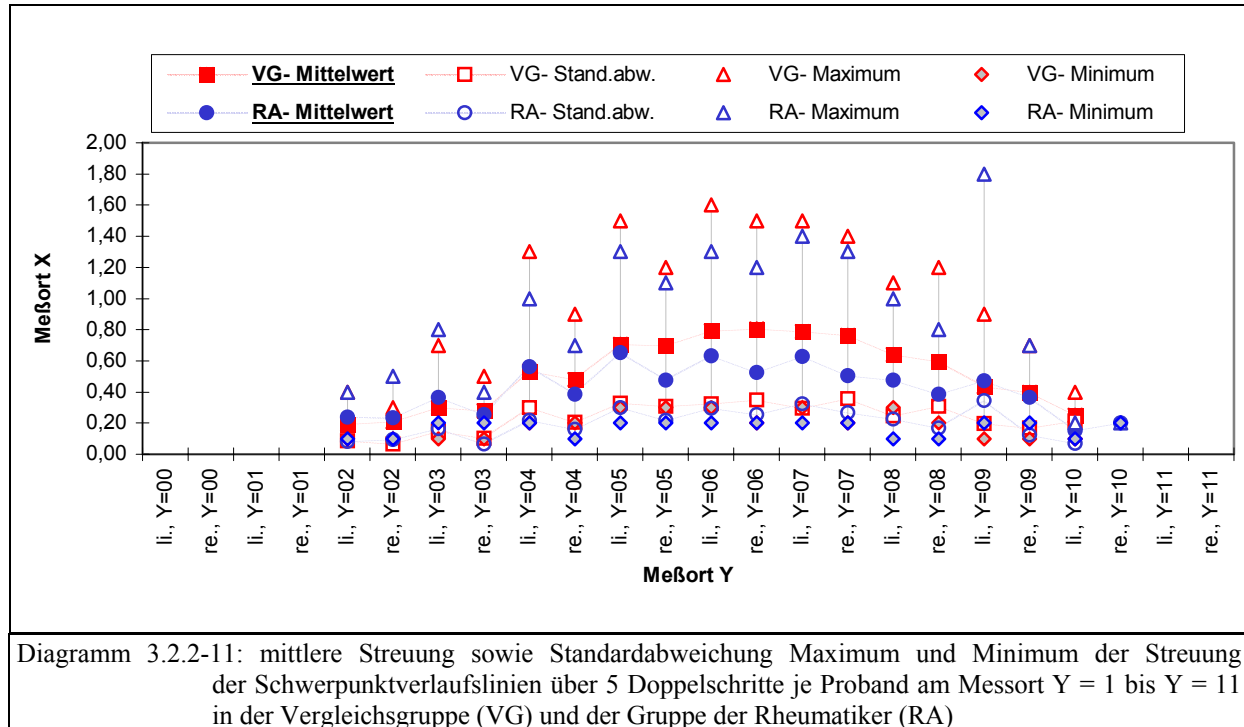
Diagramm 3.2.2-9: Nachweis von Schwerpunktverlaufslinien am Messort Y = 1 bis Y = 11 bei (%) Probanden der Vergleichsgruppe (VG) und der Gruppe der Rheumatiker (RA)

Im folgenden Diagramm 3.2.2-10 zeigt sich anhand der Standardabweichung, sowie der Maxima und Minima des dritten der fünf Doppelschritte, daß das durchschnittliche, probandenübergreifende (interindividuelle) Abrollverhalten in der Vergleichsgruppe offensichtlich „strengerer Reglementierungen“ unterliegt, als dies in der Rheumatikergruppe der Fall ist. Beim Rheumatiker sind die maximalen Abweichungen von der Durchschnittslinie (Minimum und Maximum)

größer. Es erfolgen also auch Lastabtragungen medialer und lateraler als in der Vergleichsgruppe. Auch die durchschnittliche Abweichungen von der Durchschnittslinie (Standardabweichung) ist erhöht. Das spricht für eine größere „Regellosigkeit“ in dieser Gruppe. Beides ist als Ausdruck des individuellen Handicaps jedes einzelnen Rheumatikers zu interpretieren.



In Diagramm 3.2.2-11 wird der (individuelle) Abstand von der medialsten zur lateralsten Schwerpunktverlaufslinie eines Probanden während seiner 5 Doppelschritte, also der Abstand entlang der X- Achse seiner fünf Schwerpunktverlaufslinien, an jedem Messort (Y=0 bis Y=11) ausgewertet:



Es kehren sich die Verhältnisse zu den interindividuellen Untersuchungsergebnissen in Diagramm 3.2.2-10 um: In Diagramm 3.2.2-11 zeigt sich nunmehr, daß beim individuellen Probanden der Rheumatikergruppe die Schwerpunktverlaufslinien seiner fünf Doppelschritte eine größere Kongruenz besitzen, als dies in der Referenzgruppe der Fall ist.

Eine mögliche Erklärung für die höhere Kongruenz der Linien bei den Rheumatikern ist, daß der fünfte Doppelschritt in beiden Gruppen ein Dezelerationsschritt ist. Er leitet die Messprozedur aus und dient zur Wiedereinnahme der Neutral – Null – Stellung. Physikalisch handelt es sich hierbei um das Abbremsen der durch die Gangbeschleunigung entwickelten kinetischen Energie des Körpers. Die in Gangrichtung wirkende durchschnittliche kinetische Energie der Rheumatiker ist aufgrund ihrer durchschnittlich geringeren Ganggeschwindigkeit kleiner. Dies zeigt sich im Vergleich der Bodenkontaktzeiten in der rechten oberen Spalte von Tabelle 6.1-5 auf Seite 95 und Tabelle 6.1-6 auf Seite 96 im Anhang. Somit unterscheidet sich zum einen der Dezelerationsschritt beim Rheumatiker energetisch weniger vom 1. bis 4. Doppelschritt. Andererseits ist theoretisch durch die reduzierte kinetische Energie des Rheumatikers seine in ventrolaterale Richtung zentrifugal wirkende Kraftkomponente beim Abrollen über den Fußaußenrand reduziert. Die größte Streuung der Schwerpunktverlaufslinien findet sich in beiden Gruppen bei Y= 7. Das ist der Bereich, in dem der Körperschwerpunkt laut Diagramm 3.2.2-10 eine „Remedialisierung“ nach vorangehender maximaler lateraler Elongation erfährt. Desweiteren führt eine Reduktion der Schrittlänge zu einer relativen Entlastung der proximalen und distalen Fußperipherie, da sich der auf die Unterlage projizierte Körperschwerpunkt hierdurch sowohl in der Auftritt-, als auch in der Abstoßphase in einem geringeren Abstand vom Standbein befindet. Die Schrittlänge beträgt in der Rheumatikergruppe durchschnittlich 42,4 cm und in der Vergleichsgruppe 54,1 cm. In Diagramm 3.2.2-9 konnte bereits eine Reduktion der im proximalen und distalen Fußabschnitt (also in Y- Richtung) ableitbaren Schwerpunktverlaufslinien in der Rheumatikergruppe nachgewiesen werden. Wie Diagramm 3.2.2-11 schließlich zeigt, ist offensichtlich auch die Variationsbreite und Modifizierbarkeit der plantaren Schwerpunktprojektion entlang der X- Achse (also medio- lateral) eingeschränkt. Als weitere mögliche Ursache für die genannten Veränderungen der Schwerpunktverlaufslinien beim Rheumatiker kommt sein individuelles Handicap durch rheumatisch bedingte Funktionseinschränkungen fußnaher und – ferner Gelenke in Frage.

Die Folge hieraus ist eine Belastungsmonotonie, die zu immer wiederkehrenden Belastungen immer der gleichen anatomischen Strukturen des Fußes führt. Die Konsequenz wiederum dürften fokale Reiz- und Verschleißerscheinungen eben an diesen mehrbelasteten anatomischen Strukturen sein.

Zusammenfassung der Ergebnisse der Schwerpunktverlaufslinien

Durch das individuelle Beschwerdebild und Handicap des Rheumatikers kommt es zu einer subjektiven und objektiven Modifikation des Bewegungsablaufes beim Gehen, zum Beispiel durch Verkleinerung der Schrittlänge und Ganggeschwindigkeit. Zielstellung der subjektiven Modifikationen dürfte eine Funktionsverbesserung und somit ein schmerzneutralerer Bewegungsablauf sein. Objektive Modifikationen haben ihre Ursache in den (rheumatisch bedingten) Fehlfunktionen der fußeigenen, fußnahen und fußfernen Gelenke, sowie der Weichteile. Auch die Schwerpunktverlaufslinien zeigen, daß die Abrollfunktion des rheumatischen Fußes durch die genannten Modifikationen sowohl in proximal – distaler, als auch in medial - lateraler Richtung deutlich eingeschränkt ist. Der eingeschränkte Einsatz der Plantarfläche beim Abrollvorgang hat eine Belastungsmonotonie zur Folge, die zu immer wiederkehrenden (Fehl-) Belastungen der gleichen anatomischen Strukturen des Fußes führt. Diese nachgewiesenen Belastungsmonotonien dürften die Ursache degenerativer und entzündlicher Veränderungen sein, welche die entzündlichen Gelenk- und Weichteilprozesse des rheumatischen Fußes sekundär unterhalten.

3.2.2.5 Bodenkontaktphasen

Wie in einigen vorangehenden Kapiteln erfolgt auch hier die Zusammenfassung einzelner Sensoren zu Sensorgruppen. Die physikalischen Grundlagen, die Methodik der Auswertung der Bodenkontaktphasen sowie die Nomenklatur der erhobenen Parameter sind in Tabelle 2.4-4 auf Seite 19 beschrieben. Die im Folgenden aufgezeigten Werte beziehen sich auf die Auswertung der Messergebnisse, deren tabellarische Auflistung sich im Anhang, (Tabelle 6.1-11 und Tabelle 6.1-12) Seiten 101 und 102 befindet. In Diagramm 3.2.2-12 erfolgt die grafische Darstellung der Bodenkontaktphasen in Millisekunden:

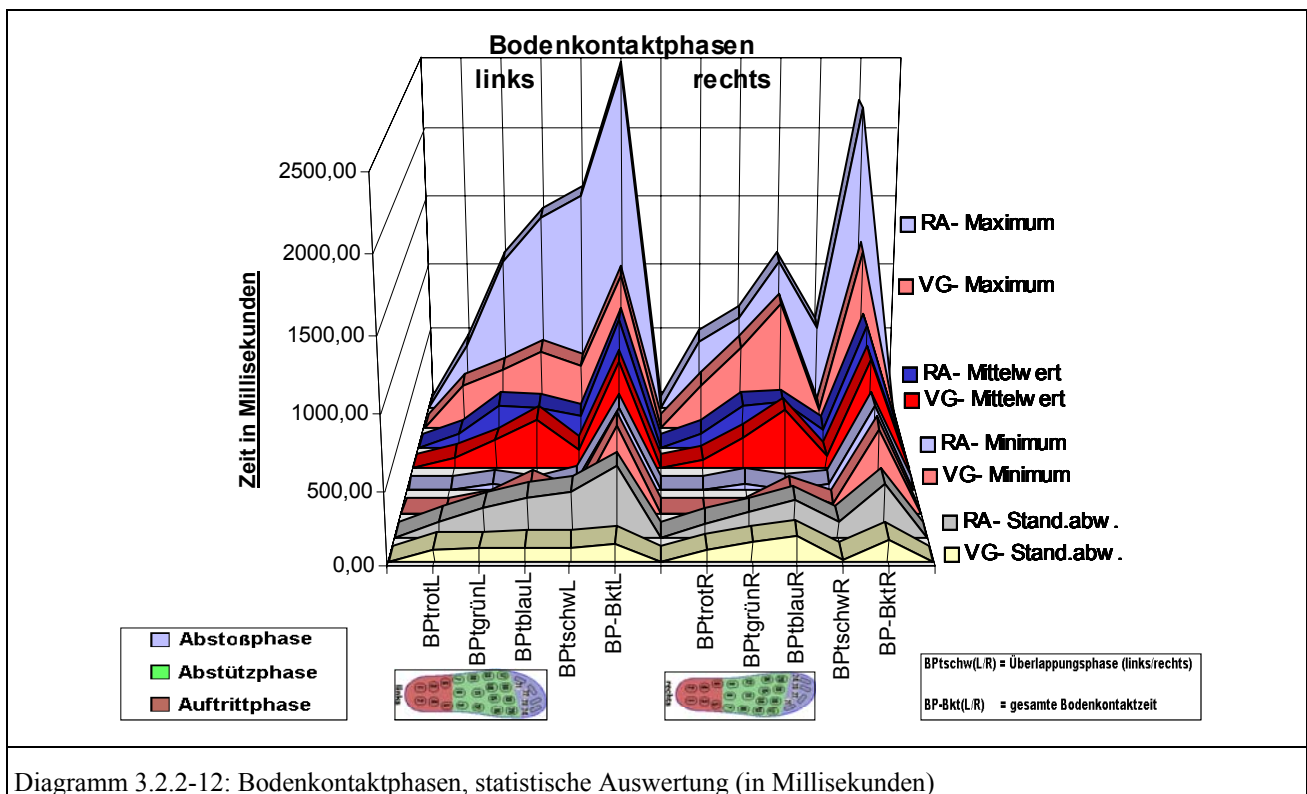


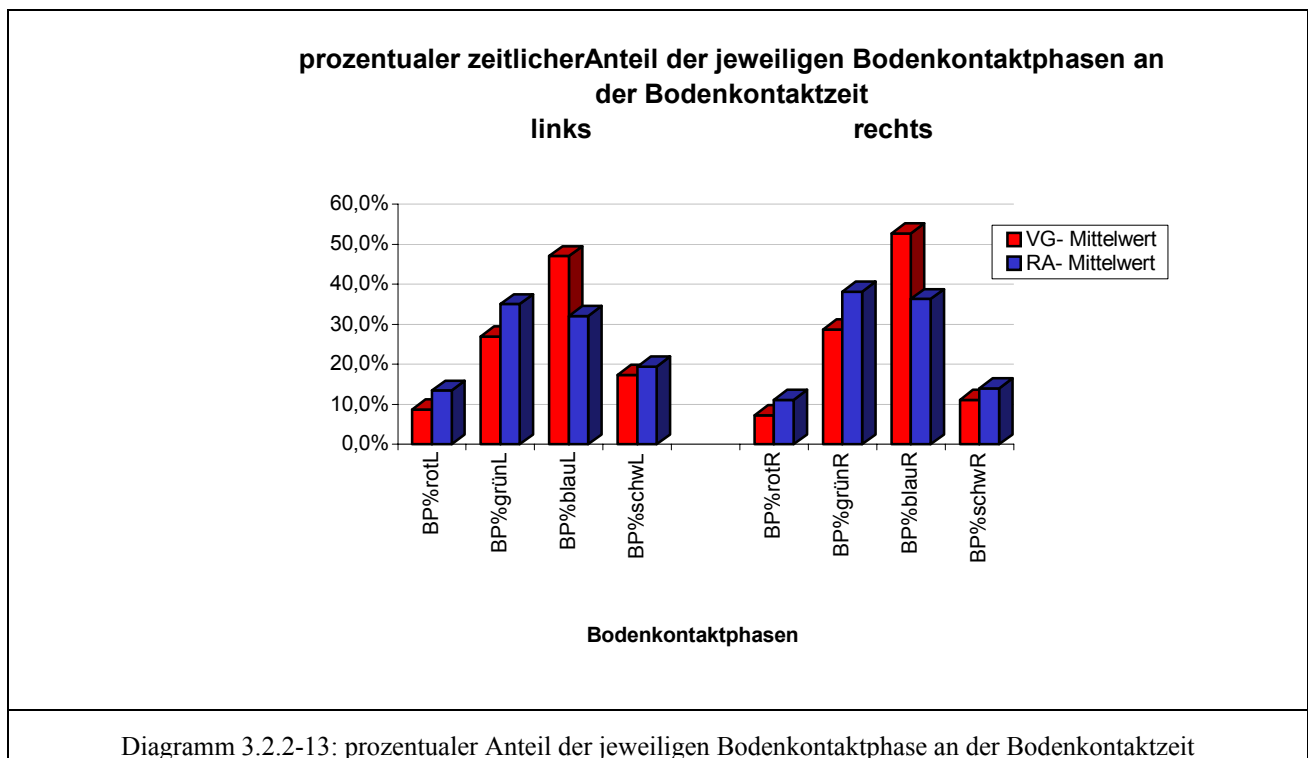
Diagramm 3.2.2-12: Bodenkontaktphasen, statistische Auswertung (in Millisekunden)

Es zeigt sich in den Mittelwerten beider Gruppen eine „kirchturmartige“ Konfiguration. Die „Kirchturmspitze“ (BP-BktL und BP-BktR) ist isoliert von den restlichen, farbcodierten Parametern (dem „Kirchenschiff“) zu betrachten, da sie die seitenbezogene Summe dieser Parameter darstellt und somit eine mathematisch abhängige Größe ist. Hier zeigt sich deutlich, in Form einer längeren durchschnittlichen Bodenkontaktzeit, die bereits in den vorangehenden Kapiteln genannte, kleinere durchschnittliche Ganggeschwindigkeit der Rheumatiker.

Auffallend ist die Verschiebung des zeitlichen Verlaufes des Abrollvorganges bei den Rheumatikern. Es erfolgt beidseits eine deutliche Betonung der Abstützphase (BPtgrün), bei gleichzeitiger Reduktion insbesondere der Abstoß- (BPtblau), geringer auch der Auftrittphase (BPtrot). Es findet also im zeitlichen Verlauf eine zeitliche Verlagerung des Plantardruckes mit zeitlicher Zentralisierung im Fußwurzel- und Metatarsalbereich unter relativer zeitlicher Entlastung insbesondere der distalen (Phalangealbereich), geringer auch der proximalen (Fersenbereich) Fußperipherie statt. Eine weitere Reduktion eines zeitlich anhaltenden hohen Plantardruckes im Fersen- und Phalangealbereich gelingt dem Rheumatiker durch eine Verlängerung der Überlappungsphase. Die Überlappungsphase (BPtschw) ist die Phase der gleichzeitigen Druckverteilung auf das Standbein des aktuellen Schrittes (Phalangealbereich) und das Standbein des Folgeschrittes (Fersenbereich). In den Standardabweichungen (siehe Tabelle 6.1-11 und Tabelle 6.1-12 im Anhang, S. 101f) zeigt sich, daß die erhobenen Messwerte aller Parameter bei den Rheumatikern durchschnittlich stärker vom Mit-

telwert abweichen als in der Referenzgruppe. Wie in den zuvor beschriebenen Messungen dürfte dies auch hier Ausdruck des individuellen Handicaps des Rheumatikers sein.

In Diagramm 3.2.2-13 ist noch einmal der durchschnittliche prozentuale zeitliche Anteil der einzelnen Bodenkontaktphasen an der Bodenkontaktzeit dargestellt.



Auch hier zeigen sich die oben genannten zeitlichen Umverteilungen der Plantardrücke.

Zusammenfassung der Ergebnisse der Bodenkontaktphasen

Zusammenfassend zeigt sich im Vergleich der Bodenkontaktphasen, daß beim rheumatischen Fuß die Belastungsphase des Fußwurzel- und Metatarsalbereiches zeitlich überrepräsentiert ist. Dies führt zu einer relativen zeitlichen Entlastung insbesondere der distalen (Phalangealbereich), geringer auch der proximalen (Fersenbereich) Fußperipherie. Es werden also vor allem anhaltende druckintensive Belastungsphasen, zum Beispiel der temporäre Zehenspitzenstand in der Abstoßphase des Standbeines, gemieden. Eine weitere Reduktion eines zeitlich anhaltenden hohen Plantardruckes im Fersen- und Phalangealbereich gelingt dem Rheumatiker durch eine Verlängerung der Überlappungsphase.

3.2.2.6 Kraftverlauf

Die physikalischen Grundlagen, die Methodik der Auswertung der Kraftverläufe, sowie die Nomenklatur der erhobenen Parameter sind im Kapitel 2.4.2.5 Seite 19 ff. beschrieben. Die tabellarische Auflistung der Messwerte befindet sich im Anhang ab Seite 103 (Tabelle 6.1-13 bis Tabelle 6.1-16).

Im vorangehenden Kapitel „Bodenkontaktphasen“ wurde lediglich der auf die drei Sensorgruppen der Abstoß-, Abstütz- und Auftrittphase bezogene zeitliche Verlauf der Belastung betrachtet. In diesem Kapitel werden dagegen die auftretenden Kraftwerte erörtert. Dabei wird der Kraftverlauf der Abrollbewegung des dritten der fünf Doppelschritte für die einzelnen Phasen und als Summenbild dargestellt. Die Sensorgruppierung und Farbcodierung sind identisch mit denen der Bodenkontaktphasen in Abbildung 2.4-7 auf Seite 18. Geringe Abweichungen der Zeitangaben im Vergleich

zum vorangehenden Kapitel der Bodenkontaktphasen ergeben sich aus der Tatsache, daß dort die Mittelwerte von 5 Doppelschritten einfließen, während es hier lediglich die erhobenen Zeitwerte des dritten Doppelschrittes sind. Die Kraft wird, wie in der dynamischen Impulsmessung, aus dem Produkt der von der Sensorgruppe erfassten Plantarfläche und dem von den Sensoren gemessenen Druckwerten ermittelt (Druck – Flächen – Produkt).

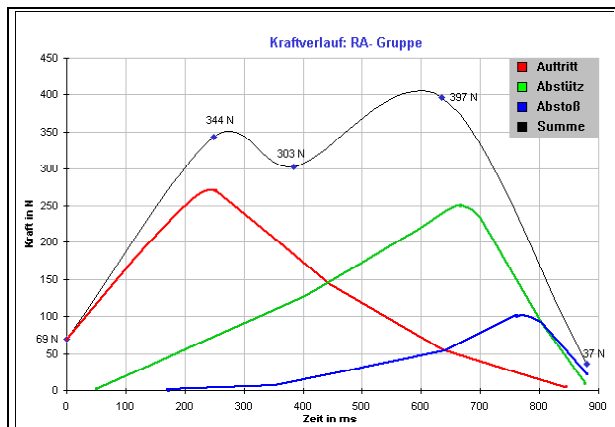


Diagramm 3.2.2-14: durchschnittlicher Kraftverlauf in der RA- Gruppe

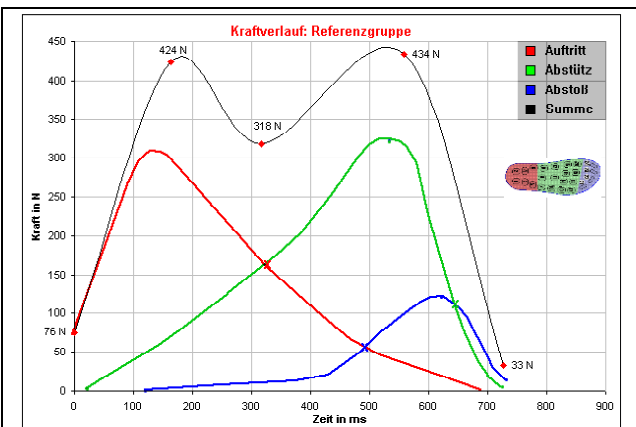


Diagramm 3.2.2-15: durchschnittlicher Kraftverlauf in der Referenzgruppe

In Diagramm 3.2.2-14 und Diagramm 3.2.2-15 sind die über den rechten und linken Teilschritt des dritten Doppelschrittes gemittelten durchschnittlichen Kraftverläufe in beiden Gruppen abgebildet.

Der Rheumatiker benötigt für die gesamte Abrollphase mehr Zeit. Dies zeigt sich in einer länger anhaltenden Krafteinwirkung. In der Auswertung der Bodenkontaktzeiten wurde dies bereits anhand der verlängerten Bodenkontaktzeit erörtert. Aus der durchschnittlich erhöhten Schrittfrequenz der Referenzgruppe ergibt sich eine erhöhte Ganggeschwindigkeit und aus dieser wiederum eine erhöhte kinetische Energie des beschleunigten Probanden. Die Energie eines beschleunigten Systems ist bekanntlich proportional zum Quadrat seiner Geschwindigkeit ($E = \frac{1}{2} m v^2$).

Phänomenologisch zeichnet die Summationskurve in beiden Gruppen eine Sattelform. Ihr initiales Maximum (Aufttrittsphase) wird im Wesentlichen vom Kraftaufbau im Fersenbereich geprägt. In dieser Phase ist der Großteil der Krafteinwirkung vorwiegend auf die kleine Fläche des Fersenbereichs konzentriert. In weitaus geringerem Maße findet sich hier ein Krafteinfluss in den Bereichen der Sensoren der Abstützphase und weniger noch in denen der distalen, phalangealen Sensoren der Abstoßphase. Der hier von Null verschiedene Kraftwert, vor allem in dem zuletzt genannten Bereich, resultiert hier nicht primär aus einer Kontaktierung des Fußes mit dem Fußboden. Seine Ursache ist eine tangentielle Krafteinwirkung durch die elastische Dehnung der von der Ferse zu den Zehen gespannten Schuhsohle. Diese Kraft- bzw. Druckeinwirkung wurde in den vorangehenden Kapiteln als (dynamischer) Schubhinnendruck bezeichnet. In der initialen Anstiegsphase der roten Kurve (Aufttrittsphase) wird theoretisch ein Teil der kinetischen Energie abgebremst und der Proband erhält somit eine negative Beschleunigung. Es finden elastische Verformungen insbesondere der Weichteile statt, wobei ein Teil der Energie gespeichert und ein weiterer Teil absorbiert wird. In dem Moment, in dem die Krafteinwirkung der Aufttrittsphase (rote Kurve) ihr Maximum erreicht, ist der Wechsel vom Spiel- zum Standbein vollzogen. Der kontralaterale Fuß ist von der Unterlage abgehoben, so daß die gesamte Gewichtskraft des Probanden auf der ipsilateralen Ferse lastet. Im Moment der Projektion des Körperschwerpunktes auf die Höhe der Fersenregion erfolgt der Übergang, bzw. Nulldurchgang, von der Dorsalextension im oberen Sprunggelenk zur Plantarflexion. Hierdurch erfolgt eine Verlagerung des Plantardruckes in distale und zunächst laterale Plantarabschnitte. In der Abstützphase, im Moment des Schnittpunktes der Linien von Auftritt- und Abstützphase, partizipiert eine große Plantarfläche an der Kraft- bzw. Druckübertragung, da der Fuß großflächig die Unterlage kontaktiert. Hieraus resultiert in der Abstütz-

phase das Minimum des Kraftverlaufes. Zum Anderen ist dies der Zeitpunkt des Wechsels von der negativen zu einer positiven Beschleunigung. Nach o.g. negativer Beschleunigung kommt es zu einer anhaltenden Ventralverlagerung des Körperschwerpunktes, über die Fußspitze hinaus. Hieraus erfährt der Körper zusätzlich eine nach ventral und distal gerichtete Fallbeschleunigung. Für einen hohen Wirkungsgrad des Gehens ist es von Bedeutung, einen möglichst hohen Energieanteil des vorangehenden Schrittes in Gangrichtung aufrechtzuerhalten. Hierzu erfolgt zunächst die Pronation des Fußes, um über eine Kraftverlagerung vom lateralen Fußrand nach medial die Richtung der Beschleunigung in Gangrichtung zu zentrieren bzw. zu korrigieren. Dies zeigt sich in Abbildung 3.2-7 auf Seite 70 anhand der Schwerpunktverlaufslinien. Diese verlaufen lateralkonvex und erfahren terminal eine „Re- Medialisierung“. Ziel des weiteren Abrollvorganges ist es, die bis dahin in den Weichteilen gespeicherte und absorbierte Energie dem System wieder aktiv und passiv zuzuführen. Es muß dem System also wieder (Abstoß-) Energie in Gangrichtung zugeführt werden, die sich schließlich in einer Anhebung der plantaren Kraftamplitude äußert. Während die Kraftwerte im Fersenbereich deutlich abnehmen, wird die Bodenreaktionskraft hier vor allem auf die Sensoren der Abstützphase übertragen, später auch der Abstoßphase. Schließlich kommt zu einer Anhebung der Kraftsummationskurve bis zum zweiten Maximum. An dieser Stelle erfährt das System den größten Energieaustausch. Es wird ihm Abstoß- bzw. Beschleunigungsenergie zugeführt. Diese reicht über das Kraftniveau des erstzeitigen Maximums hinaus und führt, nach Aufhebung des Bodenkontaktes, zu einem terminalen Abfall der Kraftverlaufsummenkurve. Auch hier findet sich in beiden Gruppen ein Schuhbinnendruck im Bereich des nicht mehr den Fußboden kontaktierenden Plantarareals der Sensoren des Rückfußes, bzw. der Auftrittphase.

Initial finden sich beim Rheumatiker mit 69 N um beinahe 10 Prozent geringere Kraftwerte als in der Referenzgruppe mit 76 N. Dies erklärt sich aus unbestimmten Anteilen aus der durchschnittlich geringeren Beschleunigung bzw. Ganggeschwindigkeit der Rheumatiker. Vergleiche hierzu die zeitliche Ausdehnung der Kraftsummenkurven in Diagramm 3.2.2-14 und Diagramm 3.2.2-15). Die reduzierte Ganggeschwindigkeit führt zu einem deutlich geringerem kinetischen Energieniveau in dieser Gruppe. Hieraus folgen deutlich reduzierte Abbrems- und Beschleunigungskräfte des Rheumatikers beim Wechsel von Spiel- und Standbein. Dies zeigt sich in einem deutlich reduzierten Kraftniveau (Maximum) und langsameren Kraftanstieg in der Auftrittphase. Auch der Anstieg der Kurve der Abstützphase ist bei den Rheumatikern deutlich geringer und zeigt eine deutlich niedrigere Amplitude als in der Referenzgruppe. Letzteres gilt auch für die Amplitude der Kurve der Abstoßphase. Bemerkenswert ist, daß in der Referenzgruppe die Kraftamplitude der Abstützphase größer ist als die der Auftrittphase. Im Gegensatz dazu gelingt den Rheumatikern dieser Kraftaufbau in der Abstützphase nicht, so daß diese Amplitude kleiner ist als die beim Auftritt. Bei den Rheumatikern findet sich zudem eine verlängerte Überlappungsphase (siehe „BptschwL (/R)“ in Diagramm 3.2.2-12 auf Seite 74) mit einer verlängerten gleichzeitigen bipedalen Kraftverteilung. Einen weiteren, linearen Einfluss übt das durchschnittlich geringere Körpergewicht der Rheumatiker von 67,03 kg aus. Dieses beträgt in der Referenzgruppe 71,00 kg.

Im Diagramm 3.2.2-16 Seite 78 erfolgt die grafische Darstellung der statistischen Auswertung der Kraftverlaufkurven hinsichtlich ihrer Standardabweichung, ihres Maximum und Minimum. Die Standardabweichungen und die Mittelwerte im Diagramm 3.2.2-14 und Diagramm 3.2.2-15 wurden gruppenintern gemittelt, das heißt es wurde der Mittelwert über alle Probanden, sowie über den rechten und linken Fuß gebildet. Hier erfolgt keine Mittelwertbildung der Parameter beider Füße. Die Extremwerte (Maximum und Minimum) beziehen sich auf den tatsächlich bei einem Probanden der entsprechenden Gruppe ermittelten Zeit- und Kraftwert.

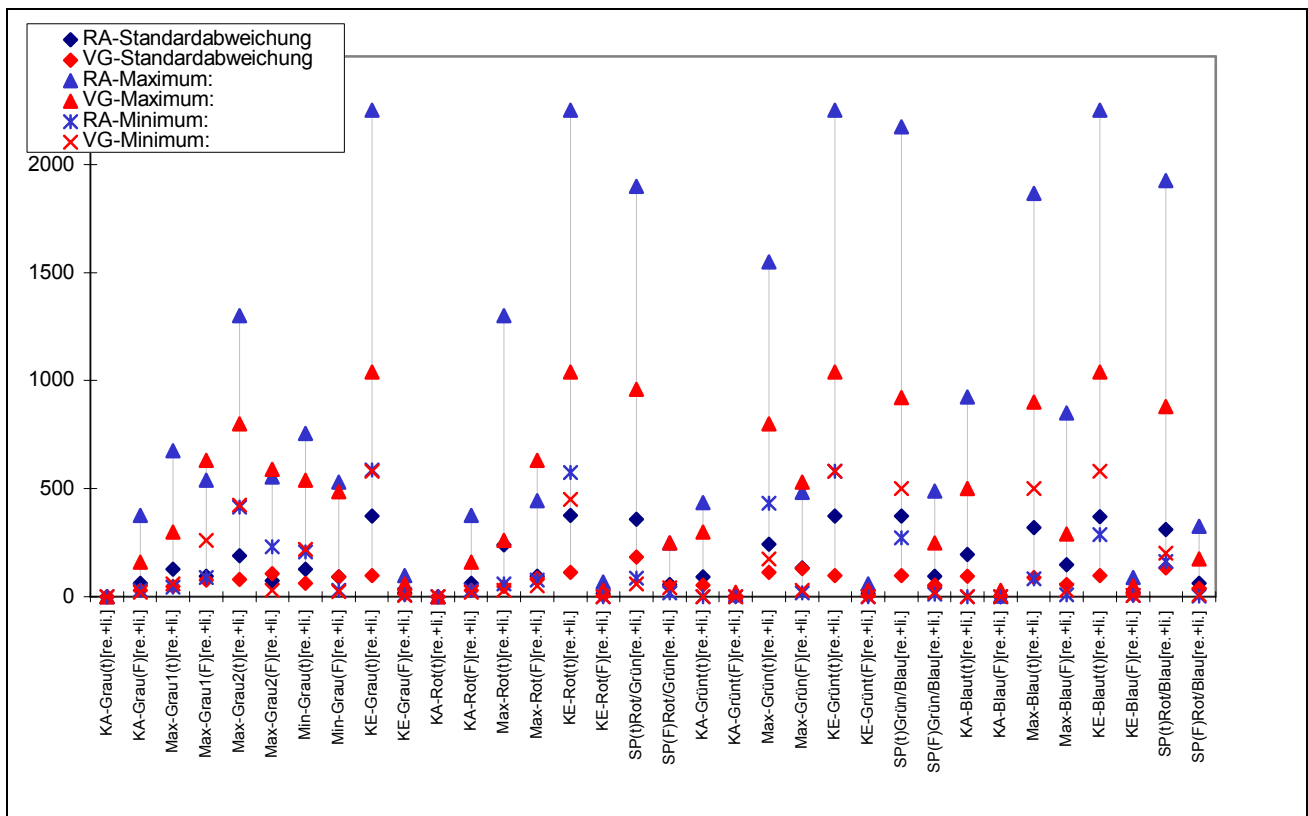


Diagramm 3.2.2-16: statistische Auswertung der Kraftverlaufkurven hinsichtlich Standardabweichung, Maximum und Minimum

Wie in den Druck- und Impulsmessungen der vorangehenden Kapitel werden auch hier zumeist die größeren Standardabweichungen in der Rheumatikergruppe erkennbar. Dies kann auf die vielschichtigen individuellen Gangbeeinträchtigungen der Rheumatiker zurückgeführt werden, die schließlich zu einer größeren Inhomogenität der Messergebnisse führen.

Zusammenfassung der Ergebnisse der Kraftverlaufserfassung.

Der Kraftverlauf erstreckt sich bei den Rheumatikern über einen längeren Zeitraum, sie haben durchschnittlich eine langsamere Ganggeschwindigkeit. Die Ganggeschwindigkeit hat einen wesentlichen Einfluss auf die plantar auftretenden Kräfte. Es kann bei den Rheumatikern eine durchschnittliche Reduktion der Bodenreaktionskraft in allen Abroll- bzw. Belastungsphasen nachgewiesen werden. Ein langsames Gehen bedingt eine Absenkung der zu beschleunigen und abzubremenden kinetischen Energie des Körpers während des Abrollvorganges. Dies zeigt sich bei den Rheumatikern u.a. in dem insgesamt deutlich reduziertem Kraftniveau mit geringeren Amplituden sowie einem langsameren Anstieg und Abfall der Kraftsummationskurve vor und nach kraftintensiven Abrollphasen.

3.2.2.7 Zusammenfassung der Ergebnisse der dynamischen Messung:

Es zeigen sich beim Rheumatiker deutliche Unterschiede im Vergleich zur Referenzgruppe:

1. Die Ganggeschwindigkeit hat einen wesentlichen Einfluss auf die plantar auftretenden Drücke, Impulse und Kräfte. Aus den unterschiedlichen durchschnittlichen Ganggeschwindigkeiten beider Gruppen ergibt sich eine eingeschränkte Vergleichbarkeit der nominellen Plantardruck- und - Impulswerte beider Gruppen. Eine höhere Aussagefähigkeit besitzen die dynamischen Plantardruck- bzw. – Impulsindices (siehe Tabelle 3.2-6 auf Seite 57 bzw. Tabelle 3.2-9 auf Seite 66), da sich hierbei die enthaltene kinetische Energie bei gleichzeitigem Auftreten im indexbildenden Zähler und Nenner herauskürzt.
2. Die dynamischen Plantardruckindices und Plantarimpulsindices zeigen bei den rheumatischen Füßen im Durchschnitt eine veränderte Verteilung des Plantardruckes und Plantarimpulses im Sinne eines Plattfußes. Aufgrund der kinetischen Energie des gehenden Probanden zeigt sich ein im Vergleich zum statischen Plantardruck erhöhtes Druckniveau. Durch mögliche Kompensationsmechanismen der Rheumatiker (siehe unten, Ziffer 4.-5.) kommt es im Vergleich zu den statischen Bedingungen zu einer relativen Angleichung der Plantardruckverhältnisse beider Gruppen.
3. Langsameres Gehen.
4. Kleinere Schrittlänge.
5. Relative Vergrößerung der plantaren Druckverteilungsfläche durch relativ verkürzte monopedale bzw. verlängerte bipedale Belastung.
6. Modifikation der Abrollbewegung des Rheumatikers mit Reduktion der Belastung in drucksensiblen peripheren Bereichen, insbesondere im distalen Bereich des Metatarsalköpfchen I. Dies zeigt sich in der relativ verkürzten Abstoßphase sowie im kleineren dynamischen Valgusindex. Der Valgusindex ist im Gegensatz hierzu unter statischen Bedingungen sogar größer, als der Valgusindex der Referenzgruppe.

4 Diskussion

4.1 *Methodik*

4.1.1 Probandenkonstellation

Zur Alterstruktur: Über die Grunderkrankung der Probanden der Rheumatikergruppe und den hieraus resultierenden individuell geprägten Einschränkungen wie ein hinkendes Gangbild, individuelle Schmerzlokalisationen, Medikamenteneinfluss, arthritisch und arthrotische Veränderungen, Gelenkendoprothesen u.a. hinaus unterscheiden sich beide Gruppen in der Altersstruktur. Das Durchschnittsalter beträgt in dieser Gruppe 54^{2/12}, in der Referenzgruppe 31^{12/12} Jahre. So sind auch altersspezifische Auswirkungen auf den Plantardruck nicht auszuschließen.

Zur Geschlechtsstruktur: Beide Gruppen unterscheiden sich in der Geschlechtsstruktur. Das Verhältnis von männlichen zu weiblichen Probanden beträgt in der Referenzgruppe 17:14, in der Rheumatikergruppe 8:25 Probanden. Hieraus lassen sich sekundäre geschlechtsspezifische Einflüsse, wie Art und Zeitraum der Einwirkung von potentiell schädigendem Schuhwerk, wie Absatz- oder Arbeitsschuhe ableiten (s.a. Tabelle 3.1-3, S.24 und Tabelle 3.1-9, S. 30).

McPoil und Cornwall wiesen nach, daß sich der Plantardruck im Bereich der Großzehe, des lateralen Fußrandes und des lateralen Mittelfußes geschlechtsspezifisch signifikant ($p > 0,05$) unterscheidet.²⁹.

Zu Körpergewicht und - Größe: Der Plantardruck ist dem Körpergewicht direkt proportional. Das durchschnittliche Körpergewicht beträgt in der Rheumatikergruppe durchschnittlich 67,0 kg, in der Vergleichsgruppe 71,0 kg. Die Körpergröße beträgt bei den Rheumatikern durchschnittlich 167,8 cm und in der Vergleichsgruppe 174,0 cm.

Zu den Nebenerkrankungen: Weitere Unterschiede in den Probandengruppen sind neben der Grunderkrankung des Rheumatikers seine möglichen Nebenerkrankungen (siehe Tabelle 3.1-10 auf Seite 30) wie z.B. Diabetes, Hypertonus und hieraus bedingte Neuropathien. In Tabelle 3.1-15 auf Seite 11 konnten bereits in der einfachen klinischen Untersuchung an 11 Füßen der Rheumatikergruppe Sensibilitätsstörungen nachgewiesen werden.

Zur Medikamenteneinnahme: Eine zusätzliche medikamentös induzierte Komponente, im Sinne einer Hypästhesierung der Fußsohle mit konsekutiver Beeinflussung von plantaren (Schutz-) Reflexen ist anzunehmen (siehe Tabelle 3.1-11 auf Seite 31).

4.1.2 Apparatives Verfahren

Zu den Messsohlen: Die verwendeten Messsohlen sind für jeweils zwei Schuhkonfektionsgrößen ausgelegt. Hieraus erwächst der Nachteil, daß sich die Messsensoren bei unterschiedlicher Fußgröße auf unterschiedliche Plantarorte projizieren können. Das führt zu einer entsprechenden Modifikation der Plantardruckprojektion. Die in a.p.- Richtung längliche Form der Sensoren soll diesen Effekt minimieren.

Zur Messauswertung: Zum Untersuchungszeitpunkt stand für das Messsystem keine softwaregestützte Möglichkeit zu probandenübergreifenden Vergleichen zur Verfügung. Die Daten mussten teilweise manuell übertragen werden, so daß eine mögliche Fehlerquelle in der Datenübernahme liegt. Hierzu siehe exemplarisch auch Kapitel 2.4.2.2.2:

Procedere der Auswertung der Schwerpunktverlaufslinien, Seite 15. Die Datenexportfunktion wurde später vom Hersteller verbessert.

Zu den Normwerten: Dieser Studie dienen die Ergebnisse der Referenzgruppe als „Normwert“. Für den praxisnahen Einsatz wäre ein „intelligentes“ System von Vorteil. Dieses sollte, über die Realdruckmessung hinaus, durch Vergleich mit bereits gespeicherten Messungen von Fußgesunden auf relative oder pathologische lokale Druckerhöhungen aktiv hinweisen.

4.2 Messergebnisse

4.2.1 Statische Druckmessung

Bei der statischen Druckmessung kann im Kapitel 3.2.1 auf Seite 37 gezeigt werden, daß es den Probanden der Rheumatikergruppe weniger gut gelingt, den Plantardruck aufforderungsgemäß gleichmäßig auf die Plantarflächen, bzw. -areale, zu verteilen. Das betrifft sowohl die Verteilung zwischen rechtem und linkem Fuß, als auch zwischen Vor- und Rückfuß der jeweiligen Seite. Hier wird seine reduzierte subjektive Potenz zur Beeinflussung der Regelgröße Druckverteilung auf beide Füße und ihre Regionen erkennbar.

Die Analyse der Auswirkungen von Beinlängendifferenzen auf die Verteilung des Plantardruckes auf beide Seiten und auf den Vor- und Rückfuß läßt keine entsprechenden eindeutigen Druckverteilungsmuster erkennen. Es ergeben sich keine Plantardruckkonstellationen, die induktiv auf das Vorliegen einer Beinlängendifferenz oder sogar auf deren Ausmaß schließen lassen. Von einer Beeinflussung durch die Grunderkrankung beim Rheumatiker ist ebenfalls nicht auszugehen, da eindeutige Interpretationen auch in der Referenzgruppe nicht eindeutig möglich sind. Eine passende befundassoziierte Konstellation, das heißt z.B. eine Plantardruckerhöhung und / oder eine erhöhte Vorfußbelastung auf der verkürzten Seite, tritt in 71,4 Prozent der Fälle bei den Rheumatikern auf. In der Vergleichsgruppe trifft dies jedoch nur für 60,0 Prozent der Fälle zu (siehe Tabelle 3.2-2, Seite 41). Der Neigungswinkel des Oberkörpers wurde zur Messung nicht erfasst. Kritisch ist weiter anzumerken, daß die Instruktion des Probanden durch den Messassistenten zur gleichmäßigen Verteilung des Plantardruckes einer Kompensation nach streng biologischen, physikalischen oder statischen Gesetzen entgegenwirkt. Sie bedeuten eine bewusste Einflussnahme auf den sonst „automatisierten Prozess“ der Körperbalance.

Mc Poil, Cornwall, Nakata und Lorenzini beobachteten, in Übereinstimmung hierzu, im Rahmen einer Plantardruckstudie zur Untersuchung der Auswirkung von Pronations- und Supinations – Bewegungsmustern beim Gehen an 64 Probanden, daß von der Plantardruckverteilung nicht auf das Bewegungsmuster rückgeschlossen werden kann.³⁰ Demzufolge scheint der Plantardruck das Produkt multipler, fußeigener und fußferner, Einflussgrößen zu sein. Diese lassen mit der von uns verwendeten technischen Methode keinen Rückschluss auf die einzelnen Parameter zu, die eine Modifikation des Plantardruckes erwarten lassen (z.B. Haltung, Muskeltonus, Gelenkfehlstellungen). Man misst vielmehr die Wirkung ohne Kenntnis der einzelnen Ursachen und Faktoren.

Bei der integrativen und sensordifferenzierten Auswertung der statischen Druckwerte wird eine deutliche Tendenz des rheumatischen Fußes zur Ausbildung eines Pes planovalgus nachgewiesen. Das zeigt sich in einer deutlichen relativen Plantardruckzunahme beim Rheumatiker im Bereich der Sensoren 05 – 12, am deutlichsten im Bereich des Sensors 09 (Diagramm 3.2.1-4 auf Seite 47). Anatomisch befindet sich hier der höchste Punkt des Längsgewölbes im Bereich des medialen Fußrandes. Allein die Druckerhöhungen in diesem Bereich sprechen für erhebliche strukturelle und funktionelle Veränderungen. Die Druckzunahme ist hier ein Zeichen dafür, daß die Gewölbespitze nunmehr die Unterlage

kontaktiert. Die in der Vergleichsgruppe gemessenen durchschnittlichen Druckwerte von rechts / links = 0,15/ 0,10 N/cm² resultieren aus dem Schuhwerk und der beim stehenden Probanden geringfügigen Verformung der Messsohle. Die Nullwertkalibrierung erfolgte vor der statischen Messung am sitzenden Probanden. Zur Entlastung der Fußsohle wurden beide Füße angehoben. Bei den Rheumatikern werden im Bereich des Sensor 09 mit durchschnittlich re. / li. = 0,32 / 0,31 N/ cm² doppelt bis dreifach erhöhte Werte gemessen. Im Einzelfall ergeben sich sogar deutlicher ausgeprägte Befunde. Der höchste Wert, der in diesem Bereich gemessen wurde, beträgt 3,10 N/cm² (siehe Spalte SDL 09 in Tabelle 6.1-1 auf Seite 91, Zeile Max.). Er ist somit um den Faktor 31 höher als der Referenzwert (der Durchschnittswert in der Vergleichsgruppe, siehe auch Diagramm 3.2.1-4 auf Seite 47) und immerhin 3 mal so hoch wie der Maximalwert in der Vergleichsgruppe. Darüber hinaus wird die Senkfußkomponente durch den um mehr als 50 Prozent größeren Senkfußindex (Tabelle 3.2-4, Seite 49) bewiesen.

Eine Spreizfußtendenz lässt sich beim Rheumatiker nur indirekt ableiten. Bei einer isolierten Spreizfußausbildung müsste sich als Spreizfußindex 1s (Tabelle 3.2-4, Seite 49) ein größerer Wert ergeben, als dies in einer fußgesunden Referenzgruppe der Fall ist. Die Plantarregion der Metatarsalköpfchen II - IV müsste theoretisch im Verhältnis zu der der Metatarsalköpfchen I und V relativ höheren Plantardrücken ausgesetzt sein. Das Gegenteil erweist sich hier beim Rheumatiker, bei dem vielmehr eine relative Entlastung der Metatarsalköpfchen II - IV nachweisbar ist. Das ergibt sich aus der kombinierten Spreiz- und Senkfußveränderung. Durch die Absenkung des Längsgewölbes kommt es zu einer tangentialen Kraftübertragung proximal der Metatarsalköpfchen. Nachgewiesen wird das durch einen beim Rheumatiker doppelt so großen Spreizfußindex 2s (Tabelle 3.2-4, Seite 49). Ein weiteres Indiz hierfür ist die gleichzeitige relative Druckentlastung im Fersen- (Sensoren 01 bis 04) und Zehenbereich (Sensoren 21, 23 und 24). Hierzu siehe Diagramm 3.2.1-2, Seite 45.

Die Gesamtheit dieser Veränderungen spricht für eine Tendenz zur Aufhebung der Fußgewölbestruktur des rheumatischen Fußes. Die Ursache hierfür liegt in dem zunehmenden Wegfall der weichteilvermittelten Kraftübertragung in die Fußperipherie, bedingt durch die Grunderkrankung. Nach Lawrence M. Oloff kommt es bei 46 % der Patienten mit seropositiver Rheumatoider Arthritis durch entzündlich - destruktive Veränderungen zur Überstreckung des Sehnenapparates und Muskelschwäche. Sie führen zur Ausbildung eines Pes planovalgus³¹. In unseren Messungen zeigt sich diese Gefügelockerung und die hieraus resultierende reduzierte weichteilvermittelte interossäre Adhärenz und aktive Stabilisierung in der eingeschränkten Fähigkeit zur Kraftübertragung in die distale und proximale Fußperipherie. Im Bereich der Metatarsalköpfchen, Phalangen und der Ferse kommt es zu relativen Plantardruckentlastungen. Dagegen entwickelt sich in Fußbereichen, in denen normalerweise ein niedrigeres Druckniveau herrscht (wie es die Referenzgruppe zeigt), ein deutlicher Druckzuwachs. Es findet also eine Umverteilung des Plantardruckes mit der Tendenz zur aequibaren Plantardruckverteilung statt. Das findet seinen Ausdruck in der kleineren Standardabweichung des mittleren Plantardruckes zwischen den Sensoren 01- 24 bei den Rheumatikern (siehe obere Zeile in Tabelle 3.2-5, Seite 51). Diese beträgt hier 6,02 und in der Referenzgruppe 8,56. Durch die Gefügelockerung kann es, aufgrund seiner Form, zur Ventral- und Pronationsverkipfung des Calcaneus kommen. In deren Folge weicht der durch ihn normalerweise übertragene Plantardruck nach distal und medial aus und der ascendierende proximale Anteil des Längsgewölbes senkt sich ab. Diese Senkungserscheinungen sind in der Folge auch im distalen, deszendierenden Anteil der Längsgewölbekuppel und im Quergewölbe nachzuweisen. Durch die Absenkungserscheinungen des distalen, deszendierenden Längsgewölbeanteiles kommt es durch Weichteilkompression proximal der Metatarsalköpfchen, zu einer Proximalisierung des Plantardruckes von den Metatarsalköpfchen weg. So entsteht eine Hebelwirkung mit retrokapitärem Hypomochlion, die im Bereich der Metatarsalköpfchen II, III und IV durch den o.g. Hebelmechanismus sogar zu einer relativen Druckentlastung führt. Aus der Perspektive des Plantardruckes ist deshalb sogar die Gefahr der Fehlinterpretation der Spreizfußkomponente gegeben. Hierzu vergleiche Spreizfußindex 1s und 2s in Tabelle 3.2-4 Seite 49.

Die fehlende Kraftumleitung führt dann zur Betonung der unmittelbaren, kurzstreckigen (formschlüssigen) Kraftübertragung der Gewichtskraft des Körpers auf die Unterlage. Beweisend hierfür ist ein in unseren Messungen ein nachgewiesener 2 - bis 3 - fach erhöhter mittlerer Plantardruck im Bereich der höchsten Stelle, der Kuppel des Längsgewölbes am medialen Fußrand (Sustentaculum tali, Os naviculare). Dies entspricht dem Projektionsgebiet des Sensor Nr. 09. Hier wurde im Einzelfall ein Plantardruck gemessen, der 31 - fach höher ist als der Durchschnittswert in der Referenzgruppe. Dieser ist als schuhwerkinduzierter Plantardruck an dieser Stelle zu werten. Der theoretische Endzustand bei vollständiger Suspension der o.g. weichteilvermittelten Stabilisierung des Fußes und seiner Gewölbestruktur wäre somit nicht die aequibare Verteilung des Plantardruckes über die gesamte Fußsohle, sondern seine Konzentration in den Bereichen des verkippten Calcaneus und vor allem der medialen Fußwurzel. Die Pronationsabkipfung des Calcaneus ist dabei formbedingt. Folgend würde sich dann theoretisch eine rein formschlüssige Kraftübertragung in unmittelbarer distaler Verlängerung des Unterschenkels ausbilden. Funktionell würde dieser Zustand einem Chopart'schen Amputationsstumpf ähneln, jedoch mit zusätzlicher Verkipfung des Calcaneus.

Die Absenkung des Quergewölbes unter Einschluss der Tarsometatarsalgelenke lässt eine Kompression der Gefäße (Vasa plantaris mediales et laterales) und Nervenbahnen (Nervi plantaris mediales et laterales) mit entsprechender Beeinträchtigungen der trophischen Situation erwarten. Die Absenkung beider Gewölbestrukturen führt zu Sekundärschäden. Nach Sager kann es so zu erheblichen kompressionsbedingten Schmerzzuständen durch Kompression der o.g. Nerven kommen.³². Nach Kuipers und Zeidler kann sich eine direkte entzündliche Beteiligung des Nervensystems in Form einer Mononeuritis multiplex manifestieren. Eine Vaskulitis der Vasa nervorum führt ebenfalls zu axonalen Läsionen peripherer Nerven. Klinisch bedinge dies die Ausbildung einer Polyneuropathie mit Reflexausfällen, teilweisen motorischen und Sensibilitätsstörungen mit brennenden Parästhesien³³. Aufgrund der anatomischen Lage sind auch trophische Störungen als Folge einer chronischen Vasokompression der Aa. und Vv. plantaris mediales et laterales nicht sicher auszuschließen. Nach Boulton, Meneses und Ennis stellt beim Diabetiker ein umschriebene Schwielenbildung in Kombination mit einem erhöhten dynamischen Plantardruck und dem Vorliegen einer Neuropathie, bereits ein Vorstadium des Plantarulkus dar. Eine somatische Neuropathiekomponente führe zur Veränderung der Blutzirkulation, zu Sensibilitätsstörungen und, über eine verminderte Schweißabsonderung, zu trockener Haut. Hierdurch wird eine Schwielenbildung ausgelöst. Eine somatische Neuropathiekomponente führe beim Diabetiker zur Muskelatrophie, die eine erhöhte Druckeinwirkung auf die Metatarsalköpfchen und auf die Ferse bedinge³⁴.

Für die Einlagenversorgung des Rheumatikers ergibt sich deswegen die Notwendigkeit einer stützenden Komponente, vor allem im medialen Fersenbereich. Dies kann zum Beispiel durch Kraftabtragung über das Sustentaculum tali erfolgen. Gleichzeitig sollte hier ggf. eine zusätzliche Korrektur der Pronationsfehlstellung, wenn nötig auch durch gleichzeitige stabilisierende Kraftkomponente am lateralen distalen Tuber calcanei, erfolgen. Bei Notwendigkeit der Stabilisierung des Tuber calcanei zur Optimierung der Krafteinleitung, mit breitflächigem Angriff zur Vermeidung lokaler Druckspitzen, sollte frühzeitig die Indikation zur orthopädischen Schuhversorgung gestellt werden. Ein erhöhter Fersenabsatz ist, wegen der Verstärkung der bereits durch die Absenkung des Längsgewölbes hervorgerufenen zusätzlichen Plantarflexion im oberen Sprunggelenk, zu meiden. Er würde zudem zur weiteren Abkipfung des Calcaneus und zur Überdehnung der plantaren Weichteile führen. Im Bereich des Längs- und Quergewölbes ist ein Kompromiss zwischen Stützung (zur Aufrechterhaltung der Gewölbestruktur als Platzhalter für plantare Gefäße und Nerven) und Betung (zur breitflächigen und somit niedrigintensiven Druckübertragung) zu bilden. Hier wird eine mögliche Domäne der plantaren Fußdruckmessung erkennbar. Sie hätte das Ziel, in Kenntnis der Anatomie und des individuellen Handicap des Patienten, die Therapie zu kontrollieren und zu optimieren.

4.2.2 Dynamische Messung

Yamada, W. et. al. zeigten, daß beim Diabetiker mit Polyneuropathie der dynamische im Vergleich zum statischen Plantardruck signifikant im Bereich des Metatarso- Phalangealgelenkes der Großzehe und in Höhe der plantaren Projektion des oberen Sprunggelenkes signifikant zunimmt³⁵. Es bestehen Differenzen zu unseren Messergebnissen bei Rheumatikern. Diese erfahren im Metatarso- Phalangealbereich eine Druckentlastung. Sie ist mit multifokalen Bewegungseinschränkungen und dem weichteildestruierenden Charakter ihrer Grunderkrankung zu erklären. In der Folge kann ein Druckaufbau vor allem in der distalen Fußperipherie nicht mehr gelingen. Gemeinsamkeiten mit den Diabetikern bestehen in trophischen Veränderungen wie Mikroangiopathien, Neuropathien und anderen.

Bei der statischen Messung, am stehenden Probanden, liegt ein weitestgehend konstanter Zustand vor. Dagegen handelt sich bei der dynamischen Messung um einen sich zeitlich ändernden Vorgang mit vielfachen Einflussgrößen. Es treten sich ständig ändernde, schrittphasenabhängige Plantardruckverhältnisse auf. Dabei lassen schon geringfügige Änderungen des Bewegungsablaufes erhebliche Auswirkungen auf den Plantardruck erwarten. Die kinetische Energie eines beschleunigten Systems ist physikalisch betrachtet dem Quadrat seiner Geschwindigkeit proportional, während sie nur direkt proportional zu seinem Gewicht ist ($E = \frac{1}{2} mv^2$). Hieraus folgt, daß die Gewichts Differenz beider Probandengruppen einen geringeren Einfluss ausübt, als ihre unterschiedliche Ganggeschwindigkeit. Desweiteren lassen die teilweise erheblichen subjektiven Beschwerden und funktionellen Einschränkungen durch die Grunderkrankung des Bewegungs- und Stützapparates und der Weichteile bei den Rheumatikern bereits inspektorisch deutliche Beeinflussungen des Gangbildes erkennen. Das uns für die Messungen zur Verfügung stehende Parotec – System erfasst jedoch lediglich die eingangs genannten plantarnahen Parameter. Andere Gangparameter wie Oberkörperhaltung, Gelenkstellung von Hüft-, Knie – und Sprunggelenken, werden dagegen nicht erfasst. Eine Zuordnung zu befund- und zeitassozierten Auswirkungen auf den Plantardruck kann somit mit diesem System nicht vorgenommen werden.

Die Auswirkungen von derartigen Veränderungen und Erkrankungen fußferner Strukturen (Tabelle 3.1-6, Seite 28 sowie Tabelle 3.1-12, Seite 32) sind in den vergleichenden Untersuchungen der Bodenreaktionskraft von T. Hattori et al. beschrieben. Sie haben, unter Zuhilfenahme von langen Zwillingsmessplatten (2,5m x 0,4m), auch Veränderungen des Gangbildes bei 15 Patienten mit 25 osteoarthritischen Herden im Bereich der Hüftgelenke nachgewiesen. Es wurde hier eine Abnahme der vertikalen Kraftkomponente, der Schrittlänge, Schrittgeschwindigkeit und der im Vorfuß auftretenden Kraftamplitude nachgewiesen.³⁶ Eine weitere Studie beinhaltete eine vergleichende Betrachtung von 21 Pat. mit Osteoarthritis im Bereich der Hüftgelenke gegenüber 10 gesunden Probanden. Es wurden die Auswirkungen seitlicher Ausweichbewegungen des Oberkörpers auf die Bodenreaktionskraft untersucht.³⁷ Es konnten fortlaufende und ungleichförmige Beschleunigungen in Richtung der nicht geschonten gesunden Seite nachgewiesen werden. Eine Entfremdung des schrittphasenhaften Verlaufes der Bodenreaktionskraft von der Gruppe der gesunden Probanden wurde festgestellt. Diese war vom Ausmaß der Ausweichbewegung abhängig.

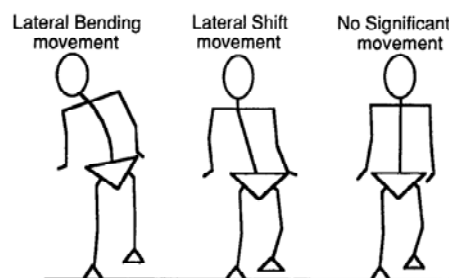


Abbildung 4.2-1: Ausweichbewegungen bei Hüfterkrankungen³⁸

Es sei nochmals darauf hingewiesen, daß im Unterschied zu den beiden oben genannten Studien an Probanden, die ausnahmslos an den Hüftgelenken entzündlich erkrankten, bei den Rheumatikern unserer Studie eine multifokale Erkrankung mit individueller Beteiligung der Füße bestand. Offensichtlich sind hier keine eindeutigen Rückschlüsse vom Plantardruckverteilungsmuster auf Ausmaß und Lokalisation von fußfernen skelettären Veränderungen möglich. Das kann in der statischen Messung exemplarisch anhand der Auswirkung von Beinlängendifferenzen auf das bipedale Druckverteilungsmuster nachgewiesen werden.

Bei unserer dynamischen Druckmessung werden allein die je Schritt aufgetretenen Maximaldrücke berücksichtigt. Im Gegensatz hierzu werden in der statischen Messung alle über das Messintervall ermittelten Realdrucke gemittelt. Bei der Auswertung der dynamischen Plantardrucke werden vergleichbare Verhältnisse zu denen der statischen Messung erkennbar.

Im Fersenbereich (Sensoren 01-04), im Bereich der Metatarsalköpfchen und distal hiervon tritt eine relative Entlastung auf. Eine erhöhte Belastung ist hingegen im Bereich der Sensoren 05-12 erkennbar. Diese Veränderungen zeigen eine deutliche Linksbetonung. Auf der rechten Seite erweist sich im Bereich der Sensoren 09 und 07 der relative prozentuale Plantardruck in der Vergleichsgruppe als größer (Diagramm 3.2.2-2, auf Seite 54). Er folgt jedoch dem hier lokal üblichen niedrigen Druckniveau (Diagramm 3.2.2-1, Seite 53). Bei den klinischen Untersuchungsbefunden war bei 11 Probanden der Vergleichsgruppe inspektorisch bipedal ein Senkfuß erkennbar. Klinisch blieb er jedoch stumm. Bei den Rheumatikern war bei 26 Füßen links- und 28 Füßen rechtsseitig ein Senkfuß nachzuweisen. Eine mögliche Erklärung für diesen offensichtlichen Widerspruch kann der nachgewiesene Unterschied der Parameter Ganggeschwindigkeit und Abrollverhalten sein. So ist eine Druckerhöhung in der Vergleichsgruppe durch die Erhöhung des Schuhbinnendruckes während des Abrollvorganges möglich, bei üblicher Weise niedrigem Druckniveau an den o.g. Sensororten. Die Schuhsohle wird beim Abrollen über die extendierte Großzehe von der Fußspitze bis zur Ferse gedehnt. Laut Herstellerangaben zeichnet sich das Parotec- System mit dem Hydrozellen- Sensorsystem dadurch aus, daß es auch Scherkräfte erfasst. Diese Tatsache erschwert, neben der differierenden Ganggeschwindigkeit, hier die vergleichende Betrachtung der unterschiedlichen Gangbilder in beiden Gruppen.

Bei der Betrachtung der Senkfussindices wird, im Vergleich zur statischen Messung, unverändert der höhere Wert in der Rheumatikergruppe erkennbar ($RA/VG = 0,17/0,11$; siehe Tabelle 3.2-6, S.57). In beiden Gruppen stellt sich, unter dynamischen Konditionen gegenüber den statischen eine relative Druckzunahme im Fersen- und Metatarsalköpfchenbereich ein. Das trifft auch für den Vergleich des Längsgewölbebereiches (Sensoren 05-12) zu. Das Druckniveau der entsprechenden Sensorgruppen ist hierbei gegenüber der statischen Messung etwa um den Faktor 3 erhöht (vergleiche Zähler und Nenner der indexbildenden Brüche in Tabelle 3.2-4, Seite 49 und Tabelle 3.2-6, Seite 57).

Im Vergleich zur statischen Messung nähern sich beim Spreizfußindex 1 die Indices beider Gruppen in der dynamischen Messung an. Dabei ergeben sich auch hier relative Entlastungen bei den Rheumatikern. Diese Entlastungen werden insbesondere im Bereich der Sensoren 18 und 19, weniger ausgeprägt im Bereich des Großzehengrundgelenkes (Sensoren 16 und 20), erkennbar. Hieraus resultiert schließlich die Angleichung der dynamischen Indices beider Gruppen. Eine erhöhte retrokapitäre Belastung zeigt sich auch hier wieder im Spreizfußindex 2. Dabei werden in den indexbildenden Sensorgruppen im Vergleich zur statischen Messung vierfach höhere Druckwerte registriert. Gruppenspezifisch werden auch hier bei den Rheumatikern etwa doppelt so hohe Indices wie in der Referenzgruppe erkennbar. Das spricht für eine Proximalisierung des Plantardruckes durch Absenkerscheinungen sowohl des Längs-, als auch des Quergewölbes. Der im Gegensatz zur statischen Messung größere dynamische Valgusdruckindex in der Referenzgruppe reflektiert das eingeschränkte Abrollverhalten der Rheumatiker mit reduziertem Druckaufbau im Bereich des Großzehengrundgelenkes und relativer Mehrbelastung im Rückfuß.

Die sensorintegrativen Auswertungen demonstrieren, daß es dem Rheumatiker, unter Modifikation des Gangbildes, scheinbar gelingt oder er gezwungen wird, objektiv messbare Plantardrucksenkungen zu erzielen, um so ein schmerzreduziertes Gehen zu erreichen. Das wird einmal durch Reduktion der Schrittgeschwindigkeit angestrebt. Die Bodenkontaktzeit beträgt bei den Rheumatikern durchschnittlich re.: li. = 940 ms : 875 ms, in der Referenzgruppe 760ms : 787 ms (Vergleiche Tabelle 6.1-5 auf Seite 95 und Tabelle 6.1-6 auf Seite 96). Zum anderen kommt es zur Reduktion der Schrittlänge, die in der Rheumatikergruppe durchschnittlich 42,4 cm und in der Vergleichsgruppe 54,1 cm beträgt (siehe orthopädischen Untersuchungsbefunde S. 25 und S. 33). Aus der geringeren Schrittlänge des Rheumatikers resultiert eine räumliche Reduktion des plantaren Abrollvorganges „auf das Nötigste“. Das wird in unseren Messungen an den Schwerpunktverlaufslinien in einer geringeren prozentualen Inzidenz zu verzeichnender Lastabtragungslinien in „extrem“ distalen und „extrem“ proximalen Fußbereichen erkennbar (s.a. Diagramm 3.2.2-9 auf Seite 71).

Die Änderung von Ganggeschwindigkeit und der Schrittgröße führt zu entsprechenden Verschiebungen der Bodenkontaktphasen (Diagramm 3.2.2-12 auf Seite 74). Distale, kleinflächige - und somit druckintensive Bodenkontaktphasen werden von Rheumatikern „gemieden“ und auf kurzzeitige Belastungsphasen reduziert. So ist insbesondere die Abstoßphase, sie entspricht „Bp%blau“ in Diagramm 3.2.2-13, Seite 75, im Vergleich zur Referenzgruppe deutlich unterrepräsentiert. Großflächige Belastungsphasen werden im Gegensatz hierzu bevorzugt: Beim Rheumatiker kommt es zur deutlichen Betonung der Abstützphase, „Bp%grün“, also der Phase, in der die gesamte Fußsohle den Boden kontaktiert. Ebenfalls eine Betonung erfährt die Überlappungsphase („Bp%schwarz“). Sie ist jene Phase, in der durch einen bipedalen Bodenkontakt eine große Kontaktfläche erreicht wird.

Das relativ größere zeitliche Intervall der Auftrittphase beim Rheumatiker reflektiert das Bestreben, vor allem distale Belastungsphasen auf proximal hiervon gelegene zu verlagern. Die distalen Belastungsphasen liegen im Bereich der drucksensitiven und damit druckschmerzhaften Metatarsalköpfchen. So wird der Druck frühzeitig von diesem druckdozenten Bereich über eine verlängerte Überlappungs- und Auftrittphase auf den gegenseitigen Fuß verlagert und gleichzeitig reduziert (s.a. Diagramm 3.2.2-13, Seite 75). Weiterhin werden Druckschwankungen während des Abrollvorganges bei geringerem Kraft- / Druckniveau auf ein Minimum reduziert. Das wird erkennbar bei der vergleichenden Betrachtung der Kraftverlaufkurven (Diagramm 3.2.2-14 und Diagramm 3.2.2-15, Seite 76). Die Kraftsummationskurve zeigt beim Rheumatiker einen langsameren initialen Anstieg und terminalen Abfall. Dagegen zeigen sowohl die lokalen Maxima als auch das von Ihnen eingeschlossene Minimum ein deutlich reduziertes Kraftniveau. Der Anstieg in der Phase zwischen den Maxima ist ebenfalls reduziert.

Es wird also eine Reduktion der Bodenreaktionskraft und ihrer Änderung im zeitlichen Verlauf, in Form der Reduktion von Akzelerations- und Dezelerationsvorgängen, erkennbar. Die Akzelerationsvorgänge müssten erst als Stoßenergie durch Energieabsorption in den Weichteilen des Fußes (Sehnen, Bänder, Muskulatur) in Dezelerationsvorgänge überführt werden. Diese weichteilvermittelte Energieabsorption ist jedoch wegen der weichteildestruierenden Grunderkrankung beim Rheumatiker gestört, so daß die oben genannten „extrapedalen“ Kompensationsmechanismen eingesetzt werden müssen. Unklar ist, inwiefern es sich hier um ein bewusstes Vermeiden schmerzhafter Abrollmechanismen handelt. Es könnte jedoch sein, daß die bereits eingetretenen Destruktionen des rheumatischen Fußes dieses Verhalten erzwingen. Auch ein Zusammentreffen beider Ursachen ist wahrscheinlich, jedoch nicht verifizierbar. Begründet ist das nicht zuletzt in der bereits beschriebenen, fehlenden objektiven Messbarkeit aller einfließenden Parameter, wie zum Beispiel einer objektiv quantifizierbaren Schmerzqualität und - Intensität.

Nach Burstein und Wright hat die Bodenreaktionskraft drei wichtige Funktionen. Es sind die Fortsetzung der Bewegung in die gewünschte Richtung, die Minimierung der Körperbewegung senkrecht zur Bewegungsrichtung und die Aufrechterhaltung des Körperschwerpunktes in möglichst konstanter Höhe³⁹. Diese Autoren sehen insbesondere in der dritten Funktion eine Minimierung des Energieaufwandes des Ganges, da für das Anheben und Absenken des Körper-

schwerpunktes bei jedem Schritt Energie verbraucht würde. Diese könne dann nicht mehr zur Vorwärtsbewegung des Körpers beitragen.

Durch die nachgewiesene eingeschränkte Abrollfunktion des rheumatischen Fußes sinkt demzufolge einerseits der Wirkungsgrad des Gehens, andererseits führt die Reduktion der Schrittlänge zur teilweisen Kompensation. Das wird dadurch erzielt, daß durch die kleineren Schritte der Körperschwerpunkt in engeren Grenzen angehoben und gesenkt wird. Ein Teil der durch die eingeschränkte Abrollbewegung vermehrten Energieabsorption muss demnach in fußfernen Gelenken und Weichteilen erfolgen.

4.3 Bedeutung und Perspektive der elektronischen Fußdruckmessung

Ein möglicher Vorteil des Einsatzes der elektronischen Plantardruckmessung zur Beurteilung der rheumatischen Erkrankung des Fußes und ihrer Progredienz ist einmal die Tatsache, daß es sich gleichzeitig um ein statisches und ein dynamisches Messverfahren handelt. Dieses ist in der Lage, Beurteilungen in eben diesen beiden Hauptbelastungszuständen des Fußes zu ermöglichen und zu quantifizieren. Darüber hinaus ermöglicht das Verfahren, welches ursprünglich in der Orthopädieschuhtechnik entwickelt wurde, auch eine Beurteilung der Qualität therapeutischer Maßnahmen. Zu nennen sind hier beispielhaft operative Korrekturverfahren, Einlagenversorgungen oder die Qualitätsbewertung von orthopädischem Schuhwerk. Durch Messung im Schuh können Druckamplituden nachgewiesen und entsprechend korrigiert werden. Das spielt insbesondere bei Patienten mit einer (rheumatischen) Neuropathie, zur Vermeidung druckbedingter Ulzerationen, eine wichtige Rolle.

Childs, Olson, McPoil und Cornwall haben mit Hilfe der Plantardruckmessung nachweisen können, daß durch Verordnung einer Schuheinlage der Druck im Bereich der Metatarsalköpfchen reduziert werden kann. Hiermit gelinge das weit besser als mit alternativen Verfahren, wie z.B. einer isolierten Metatarsalpelotte.⁴⁰ Brodsky et al. stellen für Diabetiker im Einzelfall die Prüfung einer Verordnung von Spezialschuhen („A Diabetic Walking Boot“) zur Diskussion. Eine Ausheilung von Plantarulcera würde durch eine breitflächigere Plantardruckverlagerung begünstigt. Dies treffe insbesondere bei Notwendigkeit der Entlastung des lateralen Fußrandes zu.⁴¹

Perspektive:

Bisher wurden Schuheinlagen nahezu ausschließlich nach statischen Methoden und Messverfahren, wie dem Blaupausch – oder dem Gipsabdruck, gefertigt.

Perspektivisch kann die elektronische Plantardruckmessung neue Techniken und Verfahren in der Schuh- und Einlagenversorgung begünstigen. So ergibt sich die Möglichkeit, dynamische Einlagen zu produzieren, die mit speziellen Pelotten ausgestattet sind. Sie können nach, aus den Plantardruckverhältnissen erkennbaren, individuellen Erfordernissen mit Druckluft oder Gel bestückt werden. So wird es möglich, den Pelottendruck am laufenden Patienten anzupassen und die Auswirkung der Einlage auf den Plantardruck unmittelbar zu prüfen.

Neben isovolumetrischen Einlagen mit einem konstanten Intrapelottenvolumen können auch isobare Einlagen mit konstantem Intrapelottendruck gefertigt werden. Dieser wird durch abrollassozierte interpelottäre Volumenverschiebungen von einem Fersenreservoir über den lateralen Fußrand zu den Metatarsalköpfchen und von dort zurück ins Fersenreservoir, erreicht. Ein Vorteil dieser Einlagen wäre eine gezielte druck- und fokusorientierte Steuerbarkeit bei einer gleichzeitig bettenden und stützenden Funktion.

5 Zusammenfassung

Diese Studie soll die Frage klären, ob sich mit der elektronischen plantaren Fußdruckmessung (elektronische plantare Pedobarographie) bei Probanden mit Rheumatoider Arthritis Veränderungen der Druckverteilung an der Fußsohle nachweisen lassen. Obwohl sich Geräte zur elektronischen Fußdruckmessung seit einigen Jahren auf dem Markt befinden, gehört ihr Einsatz bei weitem noch nicht zum Standard bei der Optimierung und Kontrolle der Therapie von Fußerkrankungen. In entsprechend geringer Zahl sind auch Literaturquellen in den Printmedien zu finden. In den Neuen Medien, wie zum Beispiel im Internet, sind vereinzelte Literaturquellen einiger weniger Autoren zu beziehen. Diese befassen sich jedoch überwiegend mit Veränderungen des Plantardrucks beim Diabetiker, nicht jedoch mit Patienten, die an Rheumatoider Arthritis leiden.

In unserer Studie werden die statischen und dynamischen Druckverteilungsmuster einer Gruppe von dreiunddreißig Rheumatikern erfasst. Diesen wird eine Vergleichsgruppe Fußgesunder mit einunddreißig Probanden gegenübergestellt. Die Messung des Plantardruckes erfolgte mit dem elektronischen Parotec® – System. Dieses stellt ein Hydrozellen – Sensorsystem mit jeweils 24 piezoresistiven Sensoren pro Messsohle dar. Die Abtastung der Plantardrücke an jedem Sensor erfolgte mit einer Frequenz von 10 Hz während der statischen und von 100 Hz während der dynamischen Messung.

Aufgrund der erheblichen Datenflut bei der dynamischen Messung, bei der je Sekunde 4.800 Messwerte anfallen, wurde hier exemplarisch der 3. von insgesamt 5 Doppelschritten ausgewertet. Die erhobenen Druckwerte wurden nach Mittelwert, Standardabweichung, Mini- und Maximum untersucht.

Die Ergebnisse der statischen Messungen zeigen, daß es den Rheumatikern nicht so gut gelingt, aufforderungsgemäß den Plantardruck zwischen dem rechten und linken Fuß sowie zwischen Vor- und Rückfuß gleichmäßig zu verteilen, wie der Referenzgruppe. Die höheren Standardabweichungen der erhobenen Messwerte in der Gruppe der Rheumatiker sind dabei Ausdruck der individuellen Leidensbilder.

Es wird nachgewiesen, daß Rückschlüsse auf das Vorliegen von Beinlängendifferenzen mit der isolierten Plantardruckerhebung nicht möglich sind.

Eine deutliche Tendenz der Rheumatiker zur Ausbildung eines Pes planovalgus wird erkennbar. Es kommt zu einer Druckverlagerung von der Ferse und den Metatarsalköpfchen zur anatomischen Kuppel des Längsgewölbes im Bereich des medialen Fußrandes, der medialen Fußwurzelknochen, insbesondere des Os naviculare. Bei den Rheumatikern ergeben sich in diesem Bereich durchschnittlich 2- bis 3-fach erhöhte Plantardrücke gegenüber der Referenzgruppe Fußgesunder. Bei einem rheumatischen Probanden wird sogar ein Plantardruck, der dreißigfach höher ist, als der Durchschnittswert der Referenzgruppe, angetroffen. Bemerkenswert ist, daß Plantardruckerhöhungen in diesem Umfang erhebliche funktionell - anatomische Veränderungen vorangehen müssen. Sie führen im Endergebnis zur vollständigen Absenkung des Längsgewölbes bis zur druckerzeugenden Kontaktierung der Unterlage. Der hier vergleichsweise deutlich geringe Druck in der Referenzgruppe wird allein durch das Schuhwerk verursacht (Schuhbinnendruck).

Ursache für diese Absenkungserscheinungen ist eine Gefügelockerung des rheumatischen Fußes. Die funktionelle Insuffizienz des rheumatischen Fußes zur Kraftübertragung, vor allem in die distale, aber auch proximale Fußperipherie, wird ersichtlich. Diese resultiert aus der mangelnden weichteilvermittelten (Sehnen, Bänder) interossären Adhärenz und einer mangelnden muskulären Stabilisierung. In den Bereichen der Metatarsalköpfchen, Phalangen und der Ferse kommt es zu relativen Plantardruckentlastungen. Dagegen bildet sich in Fußbereichen, in denen in der Referenzgruppe ein niedriges Druckniveau herrscht, ein deutlicher Druckzuwachs aus.

Bei den klinischen Untersuchungsergebnissen wird eine deutlich erhöhte Spreizfußprävalenz in der Rheumatikergruppe nachgewiesen. Dagegen kann bei den Rheumatikern eine relative durchschnittliche Druckentlastung der Metatarsal-

köpfchen II, III, und IV nachgewiesen werden. Dieser vermeintliche Widerspruch ist dadurch zu erklären, daß es durch die Absenkung des Längsgewölbes des rheumatischen Fußes zu einer retrokapitären Weichteilkompression kommt. Hieraus resultiert ein Hebelmechanismus, der zu einer relativen Entlastung der Metatarsalköpfchen II, III, und IV führt. Die retrokapitäre Druckerhöhung kann direkt nachgewiesen werden (siehe Plantardruckindices Tabelle 3.2-6 auf Seite 57). Möglich wird das über eine Quotientenbildung aus zu einer Sensorgruppe zusammengefasstem Druckareal im Bereich der Metatarsalköpfchen II – IV und einem proximal hiervon gelegenen. Die Pronationsfehlstellung des rheumatischen Fußes ist ebenfalls über einen aus Sensorgruppen im Bereich des distalen medialen Fußrandes und des lateralen Fersenbereiches gebildeten Quotienten mit Hilfe des gemessenen Plantardruckes direkt nachweisbar.

Das individuelle Leidensbild der Rheumatiker findet auch hier in der interindividuell erhöhten Standardabweichung des mittleren Plantardruckes an den Sensororten 01-24 seinen Ausdruck.

Bei dem einzelnen Probanden ist die Standardabweichung der Mittelwerte über die Sensororte (01-24) beim Rheumatiker gegenüber der Referenzgruppe erniedrigt. Das läßt eine Tendenz zur „aequibaren“, also einer großflächigen, niedrigintensiven Plantardruckverteilung und damit zur Ausbildung eines Pes planovalgus erkennen.

Bei den Rheumatikern werden im Metatarsalköpfchenbereich, geringer ausgeprägt auch im proximalen Fersenbereich, niedrigere Druck- bzw. Impulswerte als in der Referenzgruppe erzielt. Das ist vergleichbar mit den Ergebnissen der statischen Messung.

Im Längsgewölbebereich wird eine Annäherung der Plantardrücke beider Gruppen nachgewiesen, sodass in der Referenzgruppe vereinzelt höhere Mittelwerte auftreten, als bei den Rheumatikern. Dies wird hauptsächlich durch eine räumliche und zeitliche Modifikation der Gangkinematik durch den Rheumatiker erzielt:

- Ein langsames Gehen, repräsentiert durch eine längere Bodenkontaktzeit.
- Eine kleinere Schrittlänge.
- Die relative Vergrößerung der plantaren Druckverteilungsfläche durch relativ verkürzte monopodale bzw. verlängerte bipedale Belastung (verlängerte Überlappungsphase beim Seitenwechsel von Stand und Spielbein) beim Rheumatiker).
- Eine Modifikation der Abrollbewegung des Rheumatikers mit Reduktion der Belastung in drucksensiblen peripheren, insbesondere distalen Bereichen, vor allem im Bereich des Metatarsalköpfchen I. Dies zeigt sich in einer verkürzten Abstoßphase und in einem kleineren dynamischen Valgusindex, der unter statischen Bedingungen sogar größer ist als in der Referenzgruppe.

Inwiefern es sich bei diesen Kompensationsmechanismen des Rheumatikers um eine schmerzadaptierte und somit bewusste Modifikation des Gangbildes, oder um den Ausdruck des weichteildestruierenden Charakters seiner Grunderkrankung mit fehlender Kompetenz zur weichteilvermittelten Kraftübertragung in periphere Fußbereiche (Fußspitze und proximale Fersenregion) handelt, bleibt unklar. Eine Kombination beider Komponenten ist anzunehmen.

Abschließend lässt sich die Frage nach Abweichung der Plantardruckverteilung bei Probanden mit Rheumatoider Arthritis gegenüber Fußgesunden bejahen. In der Gegenüberstellung der statischen und dynamischen Druckverteilungsmuster lassen sich eindeutige Abweichungen nachweisen.

Die Auswirkung struktureller Veränderungen des rheumatischen Fußes, wie sie bereits eingangs von Rabl und Nyga⁴² anhand radiologisch nachweisbarer Veränderungen beschrieben wurden, lassen sich mit dem von uns verwendeten Meßsystem sehr wohl quantifizieren.

6 Anhang

6.1 Tabellarische Auflistung der Mess- und epidemiologischen Untersuchungsergebnisse

Auf den folgenden Seiten werden tabellarisch die Ergebnisse der statistischen Auswertung der untersuchten Parameter vorgestellt:

Kapitel	Tabellenbezeichnung	Seite
6.1.1	statische Messungen	91
6.1.1.1	plantare Druckverteilungen in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, statische Messung	91
6.1.1.2	plantare Druckverteilungen in der Vergleichsgruppe, statische Messung	92
6.1.2	dynamische Messungen	93
6.1.2.1	Druck- und Impulswerte der dynamischen Messung	93
6.1.2.1.1	plantare Druckverteilungen in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, dynamische Messung	93
6.1.2.1.2	plantare Druckverteilungen in der Vergleichsgruppe, dynamische Messung	94
6.1.2.1.3	plantare Impulsverteilungen in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, dynamische Messung	95
6.1.2.1.4	plantare Impulsverteilungen in der Vergleichsgruppe, dynamische Messung	96
6.1.2.2	Schwerpunktverlauf	97
6.1.2.2.1	Schwerpunktverlauf (Mittelwerte) in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, dynamische Messung	97
6.1.2.2.2	Schwerpunktverlauf (Mittelwerte) in der Vergleichsgruppe, dynamische Messung	98
6.1.2.2.3	Schwerpunktverlauf (Streuung) in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, dynamische Messung	99
6.1.2.2.4	Schwerpunktverlauf (Streuung) in der Vergleichsgruppe, dynamische Messung	100
6.1.2.3	Bodenkontaktphasen	101
6.1.2.3.1	Bodenkontaktphasen in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, dynamische Messung	101
6.1.2.3.2	Bodenkontaktphasen in der Vergleichsgruppe, dynamische Messung	102
6.1.2.4	Kraftverlauf	103
6.1.2.4.1	Kraftverlauf in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, dynamische Messung	103
6.1.2.4.2	Kraftverlauf in Vergleichsgruppe, dynamische Messung	105
6.1.3	Alter-, Geschlechts- und Gewichtsverteilung in den Probandengruppen	107

6.1.1 statische Messungen

In den folgenden Tabellen sind die Ergebnisse der Messungen dargestellt:

6.1.1.1 plantare Druckverteilungen in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, statische Messung

NAME / Funktion	globale Druckverteilung in Prozent		vorn : hinten		vorn : hinten	
	links : rechts		links		rechts	
	SPL	SPR	SPVL	SPHL	SPVR	SPHR
Mittelwert:	53,52	46,48	49,24	50,76	51,70	48,30
Standardabweichung:	7,11	7,11	14,90	14,90	13,14	13,14
Maximum:	71,00	59,00	81,00	79,00	79,00	78,00
Minimum:	41,00	29,00	21,00	19,00	22,00	21,00

Plantardrücke, Rheumatiker, Sensor Nr. 24-17 (Mittelwerte in N/cm²)

NAME / Funktion	SDL24	SDR24	SDL23	SDR23	SDL22	SDR22	SDL21	SDR21	SDL20	SDR20	SDL19	SDR19	SDL18	SDR18	SDL17	SDR17
Mittelwert:	0,74	0,61	0,76	0,90	0,51	0,41	0,80	0,61	2,54	2,45	4,26	3,87	4,48	4,12	2,80	2,42
Standardabweichung:	1,04	0,74	1,09	0,97	1,19	0,66	1,34	0,67	2,27	1,92	2,38	1,91	2,61	2,34	1,87	1,19
Maximum:	5,81	2,81	5,19	3,77	6,11	2,27	7,14	2,83	9,50	7,36	11,33	7,66	10,29	9,43	8,13	5,21
Minimum:	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,24	0,00	0,25	0,25	0,00	0,04	0,00	0,00

Plantardrücke, Rheumatiker, Sensor Nr. 16-09 (Mittelwerte in N/cm²)

NAME / Funktion	SDL16	SDR16	SDL15	SDR15	SDL14	SDR14	SDL13	SDR13	SDL12	SDR12	SDL11	SDR11	SDL10	SDR10	SDL09	SDR09
Mittelwert:	1,07	1,30	1,89	2,15	3,67	3,15	4,02	2,74	0,24	0,26	0,92	0,83	2,53	1,91	0,31	0,32
Standardabweichung:	1,15	1,15	1,29	1,32	1,40	1,18	1,90	1,38	0,53	0,32	1,32	0,87	2,44	1,09	0,76	0,87
Maximum:	4,56	4,64	4,89	4,96	6,10	7,14	8,48	7,26	1,99	1,50	6,21	2,99	13,18	4,43	3,22	4,33
Minimum:	0,00	0,17	0,00	0,15	1,33	0,99	0,58	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,25	0,00	0,00

Plantardrücke, Rheumatiker, Sensor Nr. 08-01 (Mittelwerte in N/cm²)

NAME / Funktion	SDL08	SDR08	SDL07	SDR07	SDL06	SDR06	SDL05	SDR05	SDL04	SDR04	SDL03	SDR03	SDL_02	SDR02	SDL01	SDR01
Mittelwert:	1,50	1,34	2,26	1,81	0,94	0,66	1,70	1,72	6,63	5,79	4,72	4,53	8,62	5,50	2,96	3,10
Standardabweichung:	1,47	1,29	2,09	1,49	1,18	0,86	1,39	1,29	3,13	3,26	2,92	2,20	10,25	4,68	3,62	2,78
Maximum:	6,04	5,18	9,21	6,55	4,50	4,29	4,81	4,33	14,93	16,65	14,99	9,51	62,50	16,48	17,02	8,89
Minimum:	0,00	0,00	0,00	0,25	0,00	0,00	0,00	0,00	1,50	0,60	0,29	1,17	0,03	0,00	0,00	0,00

Tabelle 6.1-1: plantare Druckverteilungen in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis / statisch

6.1.1.2 plantare Druckverteilungen in der Vergleichsgruppe, statische Messung

NAME / Funktion	globale Druckverteilung in Prozent		vorn : hinten links : rechts		vorn : hinten links : rechts	
	SPL	SPR	SPVL	SPHL	SPVR	SPHR
Mittelwert:	49,19	50,81	49,87	50,13	50,06	49,94
Standardabweichung:	5,18	5,18	11,54	11,54	12,70	12,70
Maximum:	56,00	62,00	85,00	72,00	79,00	70,00
Minimum:	38,00	44,00	28,00	15,00	30,00	21,00

Plantardrücke, Vergleichsgruppe, Sensor Nr. 24-17 (Mittelwerte in N/cm²)

NAME / Funktion	SDL24	SDR24	SDL23	SDR23	SDL22	SDR22	SDL21	SDR21	SDL20	SDR20	SDL19	SDR19	SDL18	SDR18	SDL17	SDR17
Mittelwert:	1,10	0,88	0,92	1,00	0,37	0,40	1,04	0,96	2,76	2,84	4,90	4,58	5,39	5,35	2,64	2,81
Standardabweichung:	0,62	1,10	0,62	0,73	0,39	0,37	0,74	0,71	1,38	1,97	2,23	1,85	2,24	2,40	1,26	1,33
Maximum:	2,74	6,21	2,37	3,26	1,57	1,50	2,47	3,11	6,43	8,57	11,90	8,67	10,55	11,25	6,04	6,97
Minimum:	0,25	0,05	0,01	0,11	0,00	0,00	0,06	0,14	0,96	0,50	1,13	1,22	2,12	2,24	0,68	0,94

Plantardrücke, Vergleichsgruppe, Sensor Nr. 16-09 (Mittelwerte in N/cm²)

NAME / Funktion	SDL16	SDR16	SDL15	SDR15	SDL14	SDR14	SDL13	SDR13	SDL12	SDR12	SDL11	SDR11	SDL10	SDR10	SDL09	SDR09
Mittelwert:	1,01	1,36	1,86	2,39	3,12	3,50	3,12	3,05	0,14	0,26	0,43	0,58	1,66	1,94	0,10	0,15
Standardabweichung:	0,82	1,17	1,42	1,41	1,87	1,67	1,70	1,53	0,27	0,37	0,57	0,80	0,92	1,25	0,22	0,22
Maximum:	2,77	4,62	6,61	7,32	10,77	8,53	6,98	6,33	1,25	1,50	1,91	2,76	3,69	6,15	0,97	0,75
Minimum:	0,03	0,00	0,11	0,50	1,21	1,32	0,61	1,15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,25	0,50	0,00	0,00

Plantardrücke, Vergleichsgruppe, Sensor Nr. 08-01 (Mittelwerte in N/cm²)

NAME / Funktion	SDL08	SDR08	SDL07	SDR07	SDL06	SDR06	SDL05	SDR05	SDL04	SDR04	SDL03	SDR03	SDL_02	SDR02	SDL01	SDR01
Mittelwert:	0,84	1,00	1,29	1,76	0,75	0,49	0,79	1,26	7,99	6,96	5,22	4,70	9,57	8,95	3,51	5,75
Standardabweichung:	0,75	1,22	1,03	1,66	0,79	0,70	0,68	1,00	2,94	2,83	2,71	2,32	3,59	4,17	2,93	3,65
Maximum:	2,99	6,29	4,56	7,26	2,75	2,76	2,86	3,89	15,05	12,97	12,00	10,12	17,61	18,87	11,32	14,04
Minimum:	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	2,42	3,14	1,00	0,25	1,99	0,25	0,00	0,10

Tabelle 6.1-2: plantare Druckverteilungen in der Vergleichsgruppe / statisch

6.1.2 dynamische Messungen

6.1.2.1 Druck- und Impulswerte der dynamischen Messung

6.1.2.1.1 plantare Druckverteilungen in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, dynamische Messung

Plantardrücke, Rheumatiker, Sensor Nr. 24-17 (Mittelwerte in N/cm²), dynamisch

<i>NAME / Funktion</i>	<i>DDL24</i>	<i>DDR24</i>	<i>DDL23</i>	<i>DDR23</i>	<i>DDL22</i>	<i>DDR22</i>	<i>DDL21</i>	<i>DDR21</i>	<i>DDL20</i>	<i>DDR20</i>	<i>DDL19</i>	<i>DDR19</i>	<i>DDL18</i>	<i>DDR18</i>	<i>DDL17</i>	<i>DDR17</i>
Mittelwert:	12,51	12,59	9,26	10,05	4,33	4,33	3,40	3,57	15,63	14,83	19,61	18,82	18,05	17,86	8,97	8,76
Standardabweichung:	11,03	10,65	6,14	8,42	3,98	3,84	2,50	2,76	8,43	7,37	8,58	7,38	7,49	9,75	4,25	4,82
Maximum:	41,50	41,46	23,15	32,21	16,42	14,20	9,00	9,38	36,53	30,21	46,81	34,55	32,04	44,97	18,18	21,10
Minimum:	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	1,90	0,25	3,62	2,70	2,79	0,54	0,00	0,00

Plantardrücke, Rheumatiker, Sensor Nr. 16-09 (Mittelwerte in N/cm²)

<i>NAME / Funktion</i>	<i>DDL16</i>	<i>DDR16</i>	<i>DDL15</i>	<i>DDR15</i>	<i>DDL14</i>	<i>DDR14</i>	<i>DDL13</i>	<i>DDR13</i>	<i>DDL12</i>	<i>DDR12</i>	<i>DDL11</i>	<i>DDR11</i>	<i>DDL10</i>	<i>DDR10</i>	<i>DDL09</i>	<i>DDR09</i>
Mittelwert:	5,80	6,17	6,81	8,17	9,79	10,08	10,84	8,27	0,71	0,62	2,32	2,48	10,41	6,01	0,59	0,31
Standardabweichung:	6,56	4,31	4,29	7,15	5,05	5,99	6,00	4,35	1,21	0,74	2,61	2,50	16,76	3,27	1,17	0,45
Maximum:	31,58	16,08	16,71	37,38	29,38	30,12	35,25	20,29	5,06	2,71	10,57	8,46	96,00	17,08	4,56	2,33
Minimum:	0,00	0,42	0,45	0,46	3,10	0,93	2,46	0,11	0,00	0,00	0,00	0,00	1,29	0,00	0,00	0,00

Plantardrücke, Rheumatiker, Sensor Nr. 08-01 (Mittelwerte in N/cm²)

<i>NAME / Funktion</i>	<i>DDL08</i>	<i>DDR08</i>	<i>DDL07</i>	<i>DDR07</i>	<i>DDL06</i>	<i>DDR06</i>	<i>DDL05</i>	<i>DDR05</i>	<i>DDL04</i>	<i>DDR04</i>	<i>DDL03</i>	<i>DDR03</i>	<i>DDL_02</i>	<i>DDR02</i>	<i>DDL01</i>	<i>DDR01</i>
Mittelwert:	3,55	2,80	5,69	5,53	2,06	1,15	4,54	4,43	16,60	13,58	14,15	12,89	24,26	16,42	14,55	14,70
Standardabweichung:	3,14	2,53	4,90	4,76	2,03	1,55	2,68	2,21	6,68	6,01	4,67	5,51	9,18	11,65	10,26	9,26
Maximum:	12,83	10,62	25,85	26,56	7,79	6,25	11,00	8,88	27,29	23,05	26,64	23,30	58,06	37,70	48,57	36,55
Minimum:	0,00	0,15	0,42	0,43	0,00	0,00	0,21	0,58	2,43	1,78	4,71	0,75	5,00	0,00	0,00	0,00

Tabelle 6.1-3: plantare Druckverteilungen in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis / dynamisch

6.1.2.1.2 plantare Druckverteilungen in der Vergleichsgruppe, dynamische Messung

Plantardrücke, Vergleichsgruppe, Sensor Nr. 24-17 (Mittelwerte in N/cm²), dynamisch

NAME / Funktion	DDL24	DDR24	DDL23	DDR23	DDL22	DDR22	DDL21	DDR21	DDL20	DDR20	DDL19	DDR19	DDL18	DDR18	DDL17	DDR17
Mittelwert:	24,19	21,28	14,38	14,96	4,71	5,17	4,92	4,61	19,13	18,70	23,74	23,88	23,07	21,53	10,06	9,85
Standardabweichung:	9,61	9,97	6,47	7,89	2,57	3,47	3,64	2,60	8,72	6,49	7,44	6,51	5,89	6,40	3,42	3,88
Maximum:	48,40	44,90	27,12	36,50	9,70	20,00	20,18	12,00	42,42	30,75	38,21	32,50	38,54	34,07	21,70	22,20
Minimum:	2,50	1,89	2,36	1,75	0,75	1,12	0,64	1,05	5,00	5,55	12,20	12,80	9,75	11,65	6,21	3,55

Plantardrücke, Vergleichsgruppe, Sensor Nr. 16-09 (Mittelwerte in N/cm²)

NAME / Funktion	DDL16	DDR16	DDL15	DDR15	DDL14	DDR14	DDL13	DDR13	DDL12	DDR12	DDL11	DDR11	DDL10	DDR10	DDL09	DDR09
Mittelwert:	4,67	6,46	6,72	8,15	8,99	9,72	10,28	9,26	0,42	0,47	1,65	1,79	6,30	6,02	0,39	0,35
Standardabweichung:	3,89	5,29	4,55	4,53	3,94	4,59	4,16	5,14	0,62	0,64	1,45	1,74	2,96	2,42	0,61	0,49
Maximum:	16,07	23,75	19,08	18,25	19,75	25,67	25,07	31,25	2,25	2,60	5,07	6,20	12,86	13,75	2,45	2,35
Minimum:	0,40	0,90	1,16	2,96	3,75	3,60	2,66	3,45	0,00	0,00	0,00	0,04	1,00	2,64	0,00	0,00

Plantardrücke, Vergleichsgruppe, Sensor Nr. 08-01 (Mittelwerte in N/cm²)

NAME / Funktion	DDL08	DDR08	DDL07	DDR07	DDL06	DDR06	DDL05	DDR05	DDL04	DDR04	DDL03	DDR03	DDL_02	DDR02	DDL01	DDR01
Mittelwert:	2,09	2,19	4,09	6,65	1,66	1,22	3,23	2,89	19,76	15,90	14,96	13,06	31,33	28,31	15,91	22,31
Standardabweichung:	1,51	1,99	2,27	9,92	1,73	1,54	1,90	1,64	6,06	6,71	4,83	4,02	8,51	9,32	10,06	10,05
Maximum:	6,75	8,90	8,80	55,88	7,55	7,95	8,00	7,00	35,88	31,83	25,79	22,10	50,33	44,40	31,08	55,71
Minimum:	0,11	0,00	0,38	0,67	0,25	0,00	0,08	0,58	6,00	2,30	5,95	4,40	14,65	0,25	0,00	0,25

Tabelle 6.1-4: plantare Druckverteilungen in der Vergleichsgruppe / dynamisch

6.1.2.1.3 plantare Impulsverteilungen in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, dynamische Messung

NAME / Funktion	Gesamtimpuls		Kontaktzeit	
	links DGIL	rechts DGIR	links DKZL	rechts DKZR
Mittelwert:	288,59	240,13	940,30	874,67
Standardabweichung:	165,57	85,65	481,51	333,53
Maximum:	821,85	470,72	2486,00	2086,00
Minimum:	107,77	114,00	582,00	604,00

Plantarimpulse, Rheumatiker, Sensor Nr. 24-17 (Mittelwerte in N/cm²), dynamisch

NAME / Funktion	DIL24	DIR24	DIL23	DIR23	DIL22	DIR22	DIL21	DIR21	DIL20	DIR20	DIL19	DIR19	DIL18	DIR18	DIL17	DIR17
Mittelwert:	8,66	7,05	6,11	6,42	3,48	2,77	3,45	3,10	19,63	17,23	25,39	22,89	25,07	21,04	12,43	12,46
Standardabweichung:	8,28	6,67	5,48	5,79	6,66	2,66	5,01	2,67	14,55	10,11	16,84	9,48	18,45	10,65	6,95	7,43
Maximum:	36,06	30,88	28,94	23,71	38,05	9,10	28,66	9,55	83,77	43,01	85,15	46,69	103,49	40,73	31,26	28,31
Minimum:	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	1,26	0,13	2,05	6,18	3,01	0,41	0,00	0,00

Plantarimpulse, Rheumatiker, Sensor Nr. 16-09 (Mittelwerte in N/cm²), dynamisch

NAME / Funktion	DIL16	DIR16	DIL15	DIR15	DIL14	DIR14	DIL13	DIR13	DIL12	DIR12	DIL11	DIR11	DIL10	DIR10	DIL09	DIR09
Mittelwert:	8,04	7,02	9,31	9,88	14,58	13,61	17,14	12,43	1,09	0,69	3,62	2,94	11,60	9,08	0,91	0,32
Standardabweichung:	9,62	4,89	8,49	7,90	8,33	6,55	9,37	6,75	3,30	0,82	6,19	3,01	10,46	6,28	3,53	0,58
Maximum:	43,73	20,05	31,14	36,01	33,55	33,24	40,58	27,08	18,86	3,65	29,76	9,59	49,22	34,04	20,18	3,11
Minimum:	0,00	0,61	0,12	0,25	3,86	1,41	4,50	0,08	0,00	0,00	0,00	0,00	0,79	1,14	0,00	0,00

Plantarimpulse, Rheumatiker, Sensor Nr. 08-01 (Mittelwerte in N/cm²), dynamisch

NAME / Funktion	DIL08	DIR08	DIL07	DIR07	DIL06	DIR06	DIL05	DIR05	DIL04	DIR04	DIL03	DIR03	DIL_02	DIR02	DIL01	DIR01
Mittelwert:	6,12	4,00	9,11	8,83	2,87	1,58	7,09	6,26	22,42	17,58	18,31	16,18	36,82	20,05	15,05	16,01
Standardabweichung:	9,27	4,41	9,94	13,91	4,05	2,78	6,94	5,26	13,30	12,57	10,44	7,99	51,61	18,75	12,69	12,68
Maximum:	46,02	19,72	39,11	82,14	21,54	13,73	28,43	27,05	74,45	55,21	60,04	35,68	315,07	81,24	56,44	52,95
Minimum:	0,00	0,08	0,84	0,72	0,00	0,00	0,07	0,99	4,12	1,22	3,94	2,46	8,24	0,00	0,00	0,00

Tabelle 6.1-5: plantare Impulsverteilungen in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis / dynamisch

6.1.2.1.4 plantare Impulsverteilungen in der Vergleichsgruppe, dynamische Messung

NAME / Funktion	Gesamtimpuls		Kontaktzeit	
	links DGIL	rechts DGIR	links DKZL	rechts DKZR
Mittelwert:	256,10	257,57	760,13	786,97
Standardabweichung:	58,99	53,09	132,04	156,30
Maximum:	378,37	330,61	1126,00	1296,00
Minimum:	158,99	167,72	602,00	580,00

Plantarimpulse, Vergleichsgruppe, Sensor Nr. 24-17 (Mittelwerte in N/cm²), dynamisch

NAME / Funktion	DIL24	DIR24	DIL23	DIR23	DIL22	DIR22	DIL21	DIR21	DIL20	DIR20	DIL19	DIR19	DIL18	DIR18	DIL17	DIR17
Mittelwert:	12,67	11,80	8,02	9,33	2,58	3,24	3,99	4,11	20,07	20,08	27,02	26,67	28,43	25,50	13,08	12,35
Standardabweichung:	5,82	6,66	3,61	5,98	1,53	2,66	2,79	2,97	9,27	8,30	9,17	7,40	9,78	7,40	5,54	4,07
Maximum:	25,38	24,50	15,40	28,06	6,65	13,42	15,40	11,53	49,01	39,84	48,38	45,85	55,16	37,14	34,29	20,16
Minimum:	2,42	1,73	1,20	1,10	0,78	0,66	0,57	0,94	6,09	5,44	12,97	15,02	13,57	13,10	4,93	5,00

Plantarimpulse, Vergleichsgruppe, Sensor Nr. 16-09 (Mittelwerte in N/cm²), dynamisch

NAME / Funktion	DIL16	DIR16	DIL15	DIR15	DIL14	DIR14	DIL13	DIR13	DIL12	DIR12	DIL11	DIR11	DIL10	DIR10	DIL09	DIR09
Mittelwert:	5,14	7,46	7,01	9,14	11,97	13,03	15,32	14,35	0,47	0,64	1,76	1,99	7,99	7,79	0,34	0,42
Standardabweichung:	4,04	6,21	4,87	5,09	5,93	6,19	7,89	9,44	0,87	1,13	1,84	2,27	4,19	3,68	0,63	0,86
Maximum:	13,92	29,40	20,40	21,42	29,41	31,97	36,28	43,01	4,28	4,99	7,96	7,55	21,39	15,92	2,62	4,29
Minimum:	0,33	0,68	0,71	3,31	4,19	4,75	1,73	4,28	0,00	0,00	0,00	0,00	0,61	1,89	0,00	0,00

Plantarimpulse, Vergleichsgruppe, Sensor Nr. 08-01 (Mittelwerte in N/cm²), dynamisch

NAME / Funktion	DIL08	DIR08	DIL07	DIR07	DIL06	DIR06	DIL05	DIR05	DIL04	DIR04	DIL03	DIR03	DIL_02	DIR02	DIL01	DIR01
Mittelwert:	2,37	2,75	4,82	5,94	1,65	1,33	3,23	3,18	20,69	17,80	15,16	12,61	31,20	28,93	14,78	19,16
Standardabweichung:	2,18	3,01	3,48	4,66	2,00	1,67	2,34	2,49	8,53	8,06	6,36	5,13	10,37	11,06	9,88	8,63
Maximum:	9,19	11,40	19,04	21,91	8,84	6,82	8,53	12,06	50,17	45,09	30,16	26,87	54,26	52,86	39,01	36,39
Minimum:	0,04	0,00	0,28	0,80	0,03	0,00	0,06	0,38	2,96	3,48	3,65	5,03	13,55	0,89	0,00	0,89

Tabelle 6.1-6: plantare Impulsverteilungen in der Vergleichsgruppe / dynamisch

6.1.2.2 Schwerpunktverlauf

6.1.2.2.1 Schwerpunktverlauf (Mittelwerte) in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, dynamische Messung

NAME / Funktion	(proximale) Anfangskoordinaten (⊗)				(distale) Endkoordinaten (⊗)			
	SVLXAL	SVLXAR	SVLYAL	SVLYAR	SVLXEL	SVLXER	SVLYEL	SVLYER
Mittelwert:	1,82	2,01	2,00	2,05	1,70	1,41	8,89	8,92
Standardabw.:	0,25	0,50	0,40	0,45	1,25	0,28	1,47	1,31
Maximum:	2,60	4,30	3,60	3,80	8,50	2,20	9,90	10,00
Minimum:	1,40	1,20	1,50	1,50	1,00	0,80	1,50	2,50

Schwerpunktverlauf, Gruppe der Rheumatoiden Arthritis:

medio - laterale Schwerpunktage X am proximal - distalen Messort Y= 0 bis 11 cm , (Mittelwerte in cm)

NAME / Funktion	SVLXL01	SVLXR01	SVLXL02	SVLXR02	SVLXL03	SVLXR03	SVLXL04	SVLXR04	SVLXL05	SVLXR05	SVLXL06
Anzahl:	0,00	0,00	25,00	25,00	32,00	32,00	33,00	32,00	33,00	33,00	33,00
Mittelwert:	entfällt	entfällt	1,82	2,00	1,99	2,16	2,07	2,18	2,09	2,18	2,12
Standardabw.:	entfällt	entfällt	0,21	0,29	0,34	0,19	0,30	0,21	0,31	0,23	0,35
Maximum:	0,00	0,00	2,20	2,40	2,60	2,60	2,60	2,50	2,80	2,60	2,90
Minimum:	0,00	0,00	1,50	1,10	0,50	1,80	0,80	1,70	1,00	1,70	1,00

NAME / Funktion	SVLXR06	SVLXL07	SVLXR07	SVLXL08	SVLXR08	SVLXL09	SVLXR09	SVLXL10	SVLXR10	SVLXL11	SVLXR11
Anzahl:	33,00	33,00	33,00	32,00	32,00	25,00	28,00	2,00	1,00	0,00	0,00
Mittelwert:	2,17	2,08	2,13	1,85	1,86	1,48	1,49	1,15	1,20	entfällt	entfällt
Standardabw.:	0,25	0,34	0,24	0,32	0,27	0,30	0,28	0,07	entfällt	entfällt	entfällt
Maximum:	2,70	2,90	2,70	2,30	2,50	2,20	2,00	1,20	1,20	0,00	0,00
Minimum:	1,70	1,00	1,60	0,90	1,10	0,60	1,10	1,10	1,20	0,00	0,00

Tabelle 6.1-7: Schwerpunktverlauf, Mittelwerte; Gruppe der Rheumatoiden Arthritis / dynamisch

6.1.2.2.2 Schwerpunktverlauf (Mittelwerte) in der Vergleichsgruppe, dynamische Messung

NAME / Funktion	(proximale) Anfangskoordinaten (☒)				(distale) Endkoordinaten (☒)			
	SVLXAL	SVLXAR	SVLYAL	SVLYAR	SVLXEL	SVLXER	SVLYEL	SVLYER
Mittelwert:	1,77	1,89	1,81	1,92	1,30	1,23	9,49	9,46
Standardabw.:	0,18	0,26	0,19	0,49	0,23	0,23	0,31	0,28
Maximum:	2,20	2,70	2,20	3,80	1,80	1,70	10,00	9,80
Minimum:	1,50	1,30	1,50	1,30	0,90	0,80	8,50	8,80

Schwerpunktverlauf, Vergleichsgruppe:

medio - laterale Schwerpunkttafel X am proximal - distalen Messort Y= 0 bis 11 cm , (Mittelwerte in cm)

NAME / Funktion	SVLXL01	SVLXR01	SVLXL02	SVLXR02	SVLXL03	SVLXR03	SVLXL04	SVLXR04	SVLXL05	SVLXR05	SVLXL06
Anzahl:	0	0	30	31	31	31	31	31	31	31	31
Mittelwert:	entfällt	entfällt	1,82	1,91	2,05	2,09	2,11	2,10	2,16	2,10	2,18
Standardabw.:	entfällt	entfällt	0,18	0,18	0,15	0,19	0,17	0,15	0,18	0,15	0,19
Maximum:	entfällt	entfällt	2,10	2,30	2,30	2,70	2,40	2,40	2,50	2,40	2,56
Minimum:	entfällt	entfällt	1,40	1,60	1,70	1,80	1,70	1,80	1,80	1,80	1,70

NAME / Funktion	SVLXR06	SVLXL07	SVLXR07	SVLXL08	SVLXR08	SVLXL09	SVLXR09	SVLXL10	SVLXR10	SVLXL11	SVLXR11
Anzahl:	31	31	31	31	31	31	31	3	0	0	0
Mittelwert:	2,12	2,15	2,05	1,97	1,88	1,55	1,39	1,20	entfällt	entfällt	entfällt
Standardabw.:	0,20	0,21	0,20	0,19	0,19	0,21	0,21	0,00	entfällt	entfällt	entfällt
Maximum:	2,70	2,70	2,60	2,42	2,20	1,90	1,80	1,20	entfällt	entfällt	entfällt
Minimum:	1,70	1,70	1,70	1,70	1,50	1,10	1,00	1,20	entfällt	entfällt	entfällt

Tabelle 6.1-8: Schwerpunktverlauf, Mittelwerte; Vergleichsgruppe / dynamisch

6.1.2.2.3 Schwerpunktverlauf (Streuung) in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, dynamische Messung

(Betrag und Ortskoordinaten der maximalen Streuung der Schwerpunktverlaufslinien)

NAME / Funktion	MAXSL	MAXSXL	MAXSYL	MAXSR	MAXSXR	MAXSYR
Mittelwert:	0,79	0,61	2,09	5,76	2,24	5,92
Standardabw.:	0,31	0,26	0,27	1,12	0,60	1,15
Maximum:	1,40	1,50	2,60	8,00	5,20	8,30
Minimum:	0,30	0,30	1,40	2,80	1,60	3,20

Schwerpunktverlauf Streuung, Gruppe der Rheumatoiden Arthritis:

Betrag der Streuung der Schwerpunktverlaufslinien X am proximal - distalen Messort Y=1 bis 11 cm , (Mittelwerte in cm)

NAME / Funktion	SVLXL01	SVLXR01	SVLXL02	SVLXR02	SVLXL03	SVLXR03	SVLXL04	SVLXR04	SVLXL05	SVLXR05	SVLXL06
Anzahl:	0	0	26	25	32	32	33	32	33	33	33
Mittelwert:	entfällt	entfällt	0,24	0,24	0,37	0,26	0,56	0,38	0,65	0,48	0,63
Standardabw.:	entfällt	entfällt	0,08	0,10	0,17	0,07	0,22	0,16	0,30	0,22	0,30
Maximum:	entfällt	entfällt	0,40	0,50	0,80	0,40	1,00	0,70	1,30	1,10	1,30
Minimum:	entfällt	entfällt	0,10	0,10	0,20	0,20	0,20	0,10	0,20	0,20	0,20

NAME / Funktion	SVLXR06	SVLXL07	SVLXR07	SVLXL08	SVLXR08	SVLXL09	SVLXR09	SVLXL10	SVLXR10	SVLXL11	SVLXR11
Anzahl:	33	33	33	32	32	24	28	2	1	0	0
Mittelwert:	0,52	0,63	0,51	0,48	0,38	0,47	0,36	0,15	0,20	entfällt	entfällt
Standardabw.:	0,25	0,32	0,27	0,23	0,17	0,35	0,12	0,07	entfällt	entfällt	entfällt
Maximum:	1,20	1,40	1,30	1,00	0,80	1,80	0,70	0,20	0,20	entfällt	entfällt
Minimum:	0,20	0,20	0,20	0,10	0,10	0,20	0,20	0,10	0,20	entfällt	entfällt

Tabelle 6.1-9: Schwerpunktverlauf / Streuung, Gruppe der Rheumatoiden Arthritis / dynamisch

6.1.2.2.4 Schwerpunktverlauf (Streuung) in der Vergleichsgruppe, dynamische Messung

(Betrag und Ortskoordinaten der maximalen Streuung der Schwerpunktverlaufslinien)

NAME / Funktion	MAXSL	MAXSXL	MAXSYL	MAXSR	MAXSXR	MAXSYR
Mittelwert:	0,90	2,15	6,50	0,91	2,05	6,43
Standardabw.:	0,29	0,24	0,78	0,34	0,20	1,01
Maximum:	1,60	2,80	7,80	1,60	2,50	8,00
Minimum:	0,40	1,80	4,50	0,40	1,70	3,40

Schwerpunktverlauf - Streuung, Vergleichsgruppe:

Betrag der Streuung der Schwerpunktverlaufslinien X am proximal - distalen Messort Y=1 bis 11 cm , (Mittelwerte in cm)

NAME / Funktion	SVLXL01	SVLXR01	SVLXL02	SVLXR02	SVLXL03	SVLXR03	SVLXL04	SVLXR04	SVLXL05	SVLXR05	SVLXL06
Anzahl:	0	0	30	27	31	30	31	31	31	31	31
Mittelwert:	entfällt	entfällt	0,19	0,21	0,30	0,28	0,53	0,48	0,71	0,70	0,79
Standardabw.:	entfällt	entfällt	0,09	0,07	0,15	0,10	0,30	0,21	0,33	0,31	0,33
Maximum:	entfällt	entfällt	0,40	0,30	0,70	0,50	1,30	0,90	1,50	1,20	1,60
Minimum:	entfällt	entfällt	0,10	0,10	0,10	0,10	0,20	0,20	0,30	0,30	0,30

NAME / Funktion	SVLXR06	SVLXL07	SVLXR07	SVLXL08	SVLXR08	SVLXL09	SVLXR09	SVLXL10	SVLXR10	SVLXL11	SVLXR11
Anzahl:	31	31	31	31	31	30	31	2	0	0	0
Mittelwert:	0,81	0,79	0,76	0,64	0,60	0,44	0,40	0,25	entfällt	entfällt	entfällt
Standardabw.:	0,35	0,29	0,36	0,24	0,31	0,20	0,17	0,21	entfällt	entfällt	entfällt
Maximum:	1,50	1,50	1,40	1,10	1,20	0,90	0,70	0,40	entfällt	entfällt	entfällt
Minimum:	0,20	0,30	0,20	0,30	0,20	0,10	0,10	0,10	entfällt	entfällt	entfällt

Tabelle 6.1-10: Schwerpunktverlauf / Streuung, Vergleichsgruppe/ dynamisch

6.1.2.3 Bodenkontaktphasen

6.1.2.3.1 Bodenkontaktphasen in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, dynamische Messung

Bodenkontaktphasen, linker Fuß:

NAME / Funktion	(Mittelwert in ms)					(Mittelwert in %)				
	BPtrotL	BPtgrünL	BPtblauL	BPtschwL	BP-BktL	BP%rotL	BP%grünL	BP%blauL	BP%schwL	BP-Bk%L
Anzahl	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33
Mittelwert:	106,76	309,94	297,20	226,41	940,30	13,4%	35,0%	32,0%	19,5%	100,0%
Standardabw.:	110,43	207,19	271,09	306,40	481,51	0,15	0,18	0,20	0,11	0,00
Maximum:	476,00	1106,00	1432,00	1597,50	2486,00	67,4%	80,3%	69,9%	70,4%	100,0%
Minimum:	0,00	40,00	0,00	68,00	582,00	0,0%	5,0%	0,0%	10,1%	100,0%

Bodenkontaktphasen, rechter Fuß:

NAME / Funktion	(Mittelwert in ms)					(Mittelwert in %)				
	BPtrotR	BPtgrünR	BPtblauR	BPtschwR	BP-BktR	BP%rotR	BP%grünR	BP%blauR	BP%schwR	BP-Bk%R
Anzahl	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33
Mittelwert:	98,73	309,52	331,64	134,79	884,12	11,1%	38,1%	36,3%	14,0%	100,0%
Standardabw.:	97,89	167,78	249,43	109,41	366,74	0,08	0,22	0,21	0,04	0,00
Maximum:	512,00	694,00	1106,00	612,00	2228,00	30,0%	85,0%	65,7%	27,5%	100,0%
Minimum:	0,00	50,00	8,00	42,00	604,00	0,0%	6,7%	1,1%	6,4%	100,0%

Tabelle 6.1-11: Bodenkontaktphasen, Gruppe der Rheumatoiden Arthritis / dynamisch

6.1.2.3.2 Bodenkontaktphasen in der Vergleichsgruppe, dynamische Messung

Bodenkontaktphasen, linker Fuß:

NAME / Funktion	(Mittelwert in ms)					(Mittelwert in %)				
	BPtrotL	BPtgrünL	BPtblauL	BPtschwL	BP-BktL	BP%rotL	BP%grünL	BP%blauL	BP%schwL	BP-Bk%L
Anzahl	31	31	31	31	31	31	31	31	31	31
Mittelwert:	70,13	199,81	349,74	140,45	760,13	8,7%	27,0%	47,0%	17,3%	100,0%
Standardabw.:	91,12	98,45	102,81	101,03	132,04	0,11	0,14	0,15	0,08	0,00
Maximum:	316,00	426,00	572,00	466,00	1126,00	37,3%	57,3%	74,8%	42,2%	100,0%
Minimum:	0,00	52,00	198,00	66,00	602,00	0,0%	5,3%	25,8%	10,2%	100,0%

Bodenkontaktphasen, rechter Fuß:

NAME / Funktion	(Mittelwert in ms)					(Mittelwert in %)				
	BPtrotR	BPtgrünR	BPtblauR	BPtschwR	BP-BktR	BP%rotR	BP%grünR	BP%blauR	BP%schwR	BP-Bk%R
Anzahl	31	31	31	31	31	31	31	31	31	31
Mittelwert:	61,03	220,52	418,06	87,35	786,97	7,3%	28,8%	52,7%	11,2%	100,0%
Standardabw.:	84,25	138,11	177,23	20,44	156,30	0,09	0,17	0,17	0,02	0,00
Maximum:	320,00	604,00	918,00	132,00	1296,00	33,5%	64,7%	84,8%	15,3%	100,0%
Minimum:	0,00	2,00	158,00	60,00	580,00	0,0%	0,2%	24,3%	7,2%	100,0%

Tabelle 6.1-12: Bodenkontaktphasen, Vergleichsgruppe / dynamisch

6.1.2.4 Kraftverlauf

6.1.2.4.1 Kraftverlauf in der Gruppe der Rheumatoiden Arthritis, dynamische Messung

Einzelschritt Nr3. Kraftverlauf, linker Fuß: [t] in ms; [F] in N

NAME / Funktion	KA- Grau(t)-I	KA- Grau(F)-I	KA- Rot(t)-I	KA- Rot(F)-I	KA- Grünt(t)-I	KA- Grünt(F)-I	KA- Blaut(t)-I	KA- Blau(F)-I	KE- Grau(t)-I	KE- Grau(F)-I	KE- Rot(t)-I	KE- Rot(F)-I
Anzahl	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33
Mittelwert:	0,00	78,03	0,00	78,03	40,45	0,00	138,59	0,00	894,09	36,82	846,97	5,76
Stand.abw.:	0,00	95,83	0,00	95,83	76,30	0,00	174,32	0,00	429,26	20,11	434,85	10,83
Maximum:	0,00	600,00	0,00	600,00	350,00	0,00	900,00	0,00	2500,00	100,00	2500,00	40,00
Minimum:	0,00	40,00	0,00	40,00	0,00	0,00	0,00	0,00	575,00	10,00	550,00	0,00

NAME / Funktion	KE- Grünt(t)-I	KE- Grünt(F)-I	KE- Blaut(t)-I	KE- Blau(F)-I	Max- Grau1(t)-I	Max- Grau1(F)-I	Max- Grau2(t)-I	Max- Grau2(F)-I	Min- Grau(t)-I	Min- Grau(F)-I	Max- Rot(t)-I	Max- Rot(F)-I
Anzahl	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33
Mittelwert:	887,73	12,27	894,09	31,67	238,64	360,30	623,79	401,06	384,85	319,85	245,45	293,33
Stand.abw.:	427,38	15,77	429,26	18,78	113,77	100,86	191,14	79,19	127,52	94,11	243,17	87,83
Maximum:	2500,00	50,00	2500,00	100,00	600,00	540,00	1400,00	575,00	750,00	550,00	1400,00	480,00
Minimum:	560,00	0,00	575,00	10,00	80,00	25,00	410,00	225,00	210,00	30,00	80,00	105,00

NAME / Funktion	Max- Grün(t)-I	Max- Grün(F)-I	Max- Blau(t)-I	Max- Blau(F)-I	SP(t) Rot/Grün-I	SP(F) Rot/Grün-I	SP(t) Rot/Blau-I	SP(F) Rot/Blau-I	SP(t) Grün/Blau-I	SP(F) Grün/Blau-I	KVF -Ix-I
Anzahl	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33
Mittelwert:	677,73	251,97	784,19	105,48	468,90	146,13	652,00	63,50	815,52	91,55	0,39
Standardabw.:	300,99	138,83	393,69	161,97	442,12	56,92	414,51	89,05	465,67	141,55	0,50
Maximum:	1900,00	505,00	2250,00	950,00	2400,00	250,00	2450,00	500,00	2450,00	800,00	1,00
Minimum:	425,00	30,00	5,00	15,00	71,00	5,00	50,00	5,00	25,00	20,00	0,00

Tabelle 6.1-13: Kraftverlauf, Gruppe der Rheumatoiden Arthritis; linker Fuß / dynamisch

Einzelsschritt Nr3. Kraftverlauf, rechter Fuß, [t] in ms; [F] in N:

NAME / Funktion	KA- Grau(t)-r	KA- Grau(F)-r	KA- Rot(t)-r	KA- -Rot(F)-r	KA- Grünt(t)-r	KA- Grünt(F)-r	KA- Blaut(t)-r	KA- Blau(F)-r	KE- Grau(t)-r	KE- Grau(F)-r	KE- Rot(t)-r	KE- Rot(F)-r
Anzahl	33	33	33	33	33	33	31	31	33	33	33	33
Mittelwert:	0,00	60,15	0,00	59,24	56,82	0,61	213,23	0,32	866,82	36,36	845,61	5,76
Stand.abw.:	0,00	28,82	0,00	29,29	105,13	3,48	217,40	1,25	319,17	17,38	320,47	17,05
Maximum:	0,00	150,00	0,00	150,00	520,00	20,00	950,00	5,00	2000,00	95,00	2000,00	95,00
Minimum:	0,00	20,00	0,00	20,00	0,00	0,00	0,00	0,00	600,00	10,00	600,00	0,00

NAME / Funk- tion	KE- Grünt(t)-r	KE- Grünt(F)-r	KE- Blaut(t)-r	KE- Blau(F)-r	Max- Grau1(t)	Max- Grau1(F)-r	Max- Grau2(t)-r	Max- Grau2(F)-r	Min- Grau(t)-r	Min- Grau(F)-r	Max- Rot(t)-r	Max- Rot(F)-r
Anzahl	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33
Mittelwert:	861,67	9,24	813,79	27,73	259,39	327,12	624,39	392,42	384,70	285,61	261,06	244,55
Stand.abw.:	319,45	16,21	313,17	14,31	141,95	88,68	185,30	68,20	126,58	87,62	236,62	102,09
Maximum:	2000,00	70,00	2000,00	75,00	750,00	540,00	1200,00	530,00	760,00	510,00	1200,00	410,00
Minimum:	600,00	0,00	0,00	0,00	10,00	150,00	420,00	240,00	205,00	30,00	40,00	50,00

NAME / Funktion	Max- Grün(t)-r	Max- Grün(F)-r	Max- Blau(t)-r	Max- Blau(F)-r	SP(t) Rot/Grün-r	SP(F) Rot/ Grün-r	SP(t) Rot/Blau-r	SP(F) Rot/Blau-r	SP(t) Grün/Blau-r	SP(F) Grün/Blau-r	KVF- Ix-r
Anzahl	33	33	31	31	30	30	30	30	30	30	33
Mittelwert:	655,45	247,73	732,74	96,29	429,50	140,17	627,83	45,17	795,50	67,00	0,39
Standardabw.:	187,63	127,04	244,26	131,78	276,82	54,40	205,96	38,04	283,15	46,68	0,50
Maximum:	1200,00	460,00	1480,00	750,00	1400,00	250,00	1400,00	150,00	1900,00	175,00	1,00
Minimum:	440,00	5,00	160,00	5,00	100,00	30,00	275,00	0,00	520,00	5,00	0,00

Tabelle 6.1-14: Kraftverlauf, Gruppe der Rheumatoiden Arthritis; rechter Fuß / dynamisch

6.1.2.4.2 Kraftverlauf in Vergleichsgruppe , dynamische Messung

Einzelschritt Nr3. Kraftverlauf, linker Fuß: [t] in ms; [F] in N

NAME / Funktion	KA- Grau(t)-I	KA- Grau(F)-I	KA- Rot(t)-I	KA-Rot(F)- I	KA- Grünt(t)-I	KA- Grünt(F)-I	KA- Blaut(t)-I	KA- Blau(F)-I	KE- Grau(t)-I	KE- Grau(F)-I	KE- Rot(t)-I	KE- Rot(F)-I
Anzahl	31	31	31	31	31	31	31	31	31	31	31	31
Mittelwert:	0,00	80,48	0,00	80,48	17,58	0,32	120,32	0,00	725,16	32,10	681,45	1,61
Stand.abw.:	0,00	31,50	0,00	31,50	44,14	1,80	91,26	0,00	101,53	13,59	108,91	4,16
Maximum:	0,00	160,00	0,00	160,00	200,00	10,00	390,00	0,00	1040,00	60,00	1040,00	15,00
Minimum:	0,00	40,00	0,00	40,00	0,00	0,00	0,00	0,00	580,00	5,00	450,00	0,00

NAME / Funktion	KE- Grünt(t)-I	KE- Grünt(F)-I	KE- Blaut(t)-I	KE- Blau(F)-I	Max- Grau1(t)-I	Max- Grau1(F)-I	Max- Grau2(t)-I	Max- Grau2(F)-I	Min- Grau(t)-I	Min- Grau(F)-I	Max- Rot(t)-I	Max- Rot(F)-I
Anzahl	31	31	31	31	31	31	31	31	31	31	31	31
Mittelwert:	721,29	6,61	725,16	24,03	163,39	423,39	554,84	432,58	314,19	312,58	140,97	308,06
Stand.abw.:	101,15	7,89	101,53	10,76	48,96	76,42	78,97	113,63	73,34	98,92	42,45	74,95
Maximum:	1040,00	30,00	1040,00	50,00	300,00	590,00	780,00	590,00	540,00	485,00	250,00	420,00
Minimum:	580,00	0,00	580,00	5,00	60,00	260,00	425,00	30,00	220,00	25,00	80,00	50,00

NAME / Funktion	Max- Grün(t)-I	Max- Grün(F)-I	Max- Blau(t)-I	Max- Blau(F)-I	SP(t) Rot/Grün-I	SP(F) Rot/Grün-I	SP(t) Rot/Blau-I	SP(F) Rot/Blau-I	SP(t) Grün/Blau-I	SP(F) Grün/Blau-I	KVF- Ix-I
Anzahl	31	31	31	31	31	31	31	31	31	31	31
Mittelwert:	678,87	321,61	650,16	122,58	344,35	165,32	501,45	53,71	655,32	113,39	0,03
Standardabw.:	830,26	141,49	92,31	51,20	189,77	53,26	135,86	38,14	92,39	51,55	0,18
Maximum:	5110,00	530,00	900,00	230,00	960,00	250,00	880,00	140,00	900,00	230,00	1,00
Minimum:	175,00	30,00	500,00	30,00	125,00	40,00	225,00	10,00	525,00	30,00	0,00

Tabelle 6.1-15: Kraftverlauf, Vergleichsgruppe; linker Fuß / dynamisch

Einzelsschritt Nr3. Kraftverlauf, rechter Fuß, [t] in ms; [F] in N:

NAME / Funktion	KA- Grau(t)-r	KA- Grau(F)-r	KA- Rot(t)-r	KA- Rot(F)-r	KA- Grünt(t)-r	KA- Grünt(F)-r	KA- Blaut(t)-r	KA- Blau(F)-r	KE- Grau(t)-r	KE- Grau(F)-r	KE- Rot(t)-r	KE- Rot(F)-r
Anzahl	31	31	31	31	31	31	31	31	31	31	31	31
Mittelwert:	0,00	71,13	0,00	70,32	25,32	1,45	119,35	0,97	726,61	33,55	687,58	1,94
Stand.abw.:	0,00	29,57	0,00	30,25	62,41	4,12	100,31	5,39	94,10	9,33	113,95	5,73
Maximum:	0,00	140,00	0,00	140,00	300,00	20,00	500,00	30,00	1000,00	50,00	990,00	30,00
Minimum:	0,00	20,00	0,00	20,00	0,00	0,00	0,00	0,00	580,00	10,00	480,00	0,00

NAME / Funktion	KE- Grünt(t)-r	KE- Grünt(F)-r	KE- Blaut(t)-r	KE- Blau(F)-r	Max- Grau1(t)l	Max- Grau1(F)-r	Max- Grau2(t)-r	Max- Grau2(F)-r	Min- Grau(t)-r	Min- Grau(F)-r	Max- Rot(t)-r	Max- Rot(F)-r
Anzahl	31	31	31	31		30	30	31	31	30	30	31
Mittelwert:	722,10	5,16	726,61	26,61		163,00	425,00	562,90	434,68	320,50	323,67	140,97
Stand.abw.:	92,16	6,64	94,10	8,70		45,80	79,38	78,92	102,20	52,25	84,44	49,97
Maximum:	990,00	25,00	1000,00	40,00		290,00	630,00	800,00	575,00	420,00	440,00	260,00
Minimum:	580,00	0,00	580,00	5,00		100,00	260,00	430,00	30,00	220,00	50,00	30,00

NAME / Funktion	Max- Grün(t)-r	Max- Grün(F)-r	Max- Blau(t)-r	Max- Blau(F)-r	SP(t) Rot/Grün-r	SP(F) Rot/Grün-r	SP(t) Rot/Blau-r	SP(F) Rot/Blau-r	SP(t) Grün/Blau-r	SP(F) Grün/Blau-r	KVF- Ix-r
Anzahl	31	31	31	31	29	30	31	31	30	30	31
Mittelwert:	541,94	325,32	637,58	122,26	322,41	175,83	482,90	52,58	657,17	114,50	0,06
Standardabw.:	108,17	120,01	83,69	60,32	176,09	41,69	130,98	38,47	100,47	55,76	0,25
Maximum:	780,00	500,00	880,00	290,00	840,00	250,00	860,00	175,00	920,00	250,00	1,00
Minimum:	195,00	80,00	500,00	30,00	60,00	60,00	200,00	10,00	500,00	20,00	0,00

Tabelle 6.1-16: Kraftverlauf, Vergleichsgruppe; rechter Fuß / dynamisch

6.1.3 Alter-, Geschlechts- und Gewichtsverteilung in den Probandengruppen

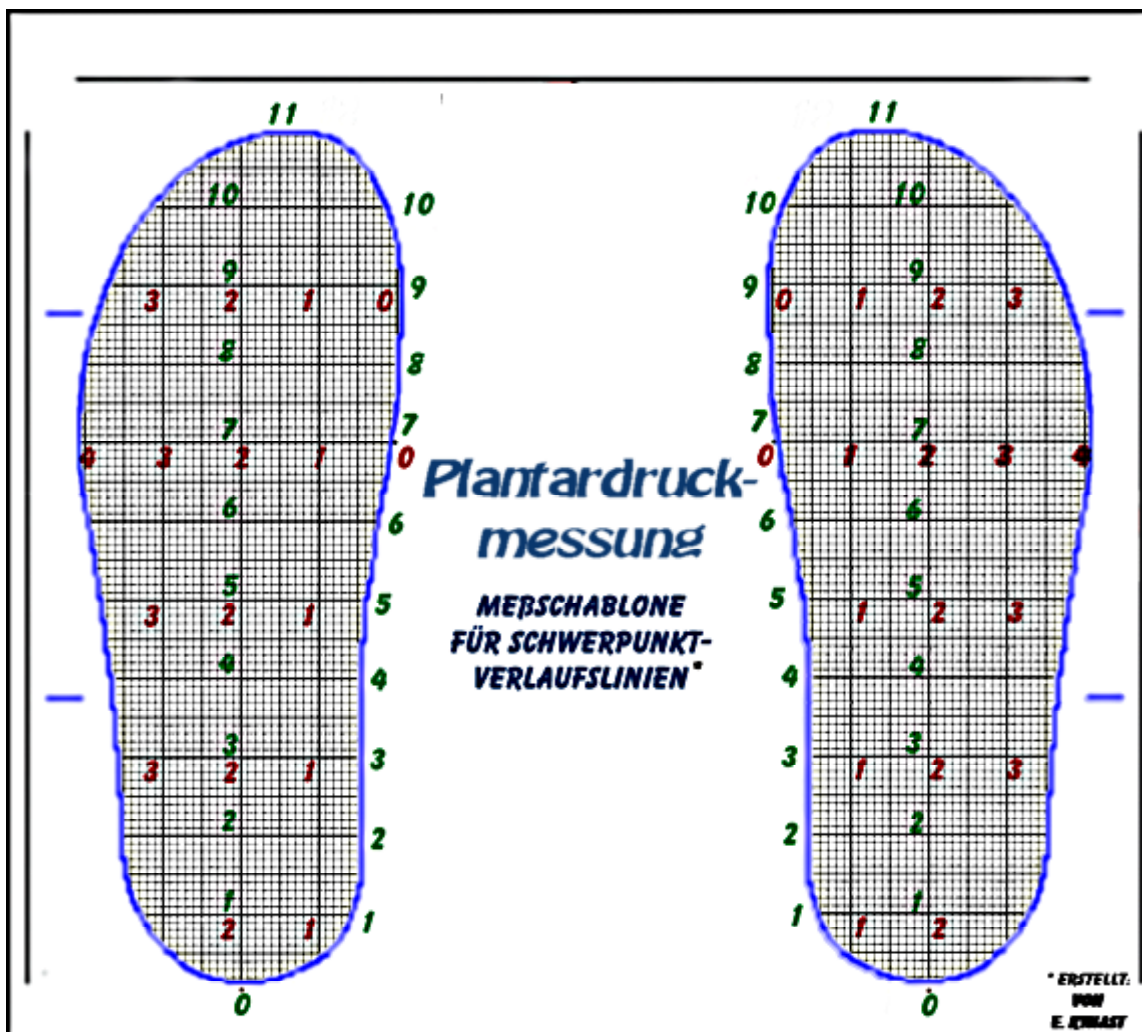
Tabelle 6.1-17: Epidemiologische Probandenkonstellation nach Alter, Geschlecht, Körpergewicht und - Größe

Gruppe:	n (m+w)	ØAlter (m+w) [JJ-MM]	Ø Gew. (m+w) [kg]	Ø Größe (m+w) [cm]	Ø Broca Index (m+w)	n (m)	ØAlter (m) [JJ-MM]	Ø Gew. (m) [kg]	Ø Größe (m) [cm]	Ø Broca Index (m)	n (w)	ØAlter (w) [JJ-MM]	Ø Gew. (w) [kg]	Ø Größe (w) [cm]	Ø Broca Index (w)
>Vergleichsgruppe	31	30-12	71,00	174	-2,84	17	31-03	74,1	177,5	-3,00	14	30-08	67,2	169,4	-2,01
>>RA	33	54-02	67,0	167,8	-0,73	8	43-01	75,6	177,2	-1,63	25	57-09	64,3	164,7	-0,44

m= männlich; w= weiblich; JJ-MM Zeitangabe in Jahreszahl - Monate

6.2 Messschablone zur Auswertung der Schwerpunktverlaufslinien

(zu Kapitel 2.4.2.2 und 3.2.2.4)



Zur Anfertigung einer Messschablone bitte Vorlage auf Transparentfolie kopieren!

6.3 Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Bedeutung
BP%blauL	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): BodenkontaktPhase: in %, blau , Links (prozentualer zeitlicher Anteil der Abstossphase an der Bodenkontaktphase, nach Farbcodierung)
BP%blauR	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): BodenkontaktPhase: in %, blau , Rechts (prozentualer zeitlicher Anteil der Abstossphase an der Bodenkontaktphase, nach Farbcodierung)
BP%grünL	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): BodenkontaktPhase: in %, grün , Links (prozentualer zeitlicher Anteil der Abstützphase an der Bodenkontaktphase, nach Farbcodierung)
BP%grünR	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): BodenkontaktPhase: in %, grün , Rechts (prozentualer zeitlicher Anteil der Abstützphase an der Bodenkontaktphase, nach Farbcodierung)
BP%rotL	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): BodenkontaktPhase: in %, rot , Links (prozentualer zeitlicher Anteil der Aufttrittphase an der Bodenkontaktphase, nach Farbcodierung)
BP%rotR	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): BodenkontaktPhase: in %, rot , Rechts (prozentualer zeitlicher Anteil der Aufttrittphase an der Bodenkontaktphase, nach Farbcodierung)
BPBkzL	Messparameter der BodenkontaktPhase: Bodenkontaktzeit Links in ms,
BPBkzR	Messparameter der BodenkontaktPhase: Bodenkontaktzeit Rechts in ms,
BPTblauL	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): BodenkontaktPhase: Zeit [t] in ms, blau , Links (zeitlicher Anteil der Abstossphase an der Bodenkontaktphase, nach Farbcodierung)
BPTblauR	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): BodenkontaktPhase: Zeit [t] in ms, blau , Rechts (zeitlicher Anteil der Abstossphase an der Bodenkontaktphase, nach Farbcodierung)
BPTgrünL	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): BodenkontaktPhase: Zeit [t] in ms, grün , Links (zeitlicher Anteil der Abstützphase an der Bodenkontaktphase, nach Farbcodierung)
BPTgrünR	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): BodenkontaktPhase: Zeit [t] in ms, grün , Rechts (zeitlicher Anteil der Abstützphase an der Bodenkontaktphase, nach Farbcodierung)
BPTrotL	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): BodenkontaktPhase: Zeit [t] in ms, rot , Links (zeitlicher Anteil der Aufttrittphase an der Bodenkontaktphase, nach Farbcodierung),
BPTrotR	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): BodenkontaktPhase: Zeit [t] in ms, rot , Rechts (zeitlicher Anteil der Aufttrittphase an der Bodenkontaktphase, nach Farbcodierung)
DDLxx	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Dynamisch , Druck, Links, Sensor Nr.xx (xx= Sensor Nr. 01 bis 24), Angabe in N/ cm ² ;
DDRxx	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Dynamisch , Druck, Links, Sensor Nr. xx (xx= Sensor Nr. 01 bis 24) , Angabe in N/ cm ² ;
DILxx	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Dynamisch , Impuls, Rechts, Sensor Nr. xx (xx= Sensor Nr. 01 bis 24), Angabe in Ns;
DIRxx	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Dynamisch , Impuls, Rechts, Sensor Nr. xx (xx= Sensor Nr. 01 bis 24), Angabe in Ns;
DGIL	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Dynamisch GesamtImpuls Links, Angabe in Ns;
DGIR	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Dynamisch GesamtImpuls Rechts, Angabe in Ns;
DKZL	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Dynamisch Kontaktzeit Links, Angabe in Sekunden;
DKZR	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Dynamisch Kontaktzeit Rechts, Angabe in Sekunden;
KA-BLAU(t)-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenanfang, BLAU (Abstossphase), Zeit [t] / Abszisse, links; in ms
KA-BLAU(F)-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenanfang, BLAU (Abstossphase), Kraft [F] / Ordinate, links; in N
KA-BLAU(t)-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenanfang, BLAU (Abstossphase), Zeit [t] / Abszisse, rechts; in ms
KA-BLAU(F)-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenanfang, BLAU (Abstossphase), Kraft [F] / Ordinate, rechts; in N
KA-Grau(t)-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenanfang, grau (Summationskurve), Zeit [t] / Abszisse, links; in ms
KA-Grau(F)-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenanfang, grau (Summationskurve), Kraft [F] / Ordinate, links; in N

KA-GRAU(t)-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenanfang, GRAU (Summationskurve), Zeit [t] / Abszisse, rechts; in ms
KA-GRAU(F)-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenanfang, GRAU (Summationskurve), Kraft [F] / Ordinate, rechts; in N
KA-GRÜN(t)-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenanfang, GRÜN (Abstützphase), Zeit [t] / Abszisse, links; in ms
KA-GRÜN(F)-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenanfang, GRÜN (Abstützphase), Kraft [F] / Ordinate, links; in N
KA-GRÜN(t)-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenanfang, GRÜN (Abstützphase), Zeit [t] / Abszisse, rechts; in ms
KA-GRÜN(F)-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenanfang, GRÜN (Abstützphase), Kraft [F] / Ordinate, rechts; in N
KA-ROT(t)-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenanfang, ROT (Auftrittphase), Zeit [t] / Abszisse, links; in ms
KA-ROT(F)-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenanfang, ROT (Auftrittphase), Kraft [F] / Ordinate, links; in N
KA-ROT(t)-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenanfang, ROT (Auftrittphase), Zeit [t] / Abszisse, rechts; in ms
KA-ROT(F)-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenanfang, ROT (Auftrittphase), Kraft [F] / Ordinate, rechts; in N
KE-BLAU(t)-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenende, BLAU (Abstossphase), Zeit [t] / Abszisse, links; in ms
KE-BLAU(F)-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenende, BLAU (Abstossphase), Kraft [F] / Ordinate, links; in N
KE-BLAU(t)-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenende, BLAU (Abstossphase), Zeit [t] / Abszisse, rechts; in ms
KE-BLAU(F)-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenende, BLAU (Abstossphase), Kraft [F] / Ordinate, rechts; in N
KE-Grau(t)-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenende, grau (Summationskurve), Zeit [t] / Abszisse, links; in ms
KE-Grau(F)-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenende, grau (Summationskurve), Kraft [F] / Ordinate, links; in N
KE-GRAU(t)-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenende, GRAU (Summationskurve), Zeit [t] / Abszisse, rechts; in ms
KE-GRAU(F)-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenende, GRAU (Summationskurve), Kraft [F] / Ordinate, rechts; in N
KE-GRÜN(t)-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenende, GRÜN (Abstützphase), Zeit [t] / Abszisse, links; in ms
KE-GRÜN(F)-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenende, GRÜN (Abstützphase), Kraft [F] / Ordinate, links; in N
KE-GRÜN(t)-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenende, GRÜN (Abstützphase), Zeit [t] / Abszisse, rechts; in ms
KE-GRÜN(F)-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenende, GRÜN (Abstützphase), Kraft [F] / Ordinate, rechts; in N
KE-ROT(t)-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenende, ROT (Auftrittphase), Zeit [t] / Abszisse, links; in ms
KE-ROT(F)-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenende, ROT (Auftrittphase), Kraft [F] / Ordinate, links; in N
KE-ROT(t)-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenende, ROT (Auftrittphase), Zeit [t] / Abszisse, rechts; in ms
KE-ROT(F)-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Kurvenende, ROT (Auftrittphase), Kraft [F] / Ordinate, rechts; in N
MAXSL	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Schwerpunktverlaufslinie, Betrag der maximalen Streuung der SVL (in cm), Links;
MAXSR	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Schwerpunktverlaufslinie, Betrag der maximalen Streuung der SVL (in cm), Rechts;
MAXSXL	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Schwerpunktverlaufslinie, maximalen Streuung der SVL, X- Koordinate (medial – lateral, in cm), Links;
MAXSXR	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Schwerpunktverlaufslinie, maximalen Streuung der SVL, X- Koordinate (medial – lateral, in cm), Rechts;

MAXSYL	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Schwerpunktverlaufslinie, maximalen Streuung der SVL ,Y- Koordinate (proximal –distal, in cm), Links;
MAXSYR	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Schwerpunktverlaufslinie, Schwerpunktverlaufslinie,maximalen Streuung der SVL ,Y- Koordinate (proximal –distal, in cm), Rechts;
MTK	Metatarsalköpfchen
RA	Rheumatoide Arthritis
RA- Gruppe	Gruppe der Rheumatiker
SDLxx	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Statisch , Druck, Links, Sensor Nr.xx (xx= 01 bis 24); Angabe in N/cm ² ,
Sensorort	durch die Lage eines Drucksensors (Sensor Nr. 01 bis 24) definierter Ort der Plantarfläche bzw. Fußsohle des entsprechenden (rechten oder linken) Fußes
SF-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Abweichung von der Sattelform der Kraftsummationskurve, links
SF-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Abweichung von der Sattelform der Kraftsummationskurve, rechts
SP(F)Grün/blau-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Schnittpunkt, Kraft [F] / Ordinate, grün/blau – links
SP(F)Grün/blau-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Schnittpunkt, Kraft [F] / Ordinate, grün/blau – rechts
SP(F)Rot/blau-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Schnittpunkt, Kraft [F] / Ordinate, rot/blau – links
SP(F)Rot/Grün-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Schnittpunkt, Kraft [F] / Ordinate, rot/grün – links
SP(F)Rot/blau-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Schnittpunkt, Kraft [F] / Ordinate, rot/blau – rechts
SP(F)Rot/Grün-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Schnittpunkt, Kraft [F] / Ordinate, rot/grün – rechts
SP(t)Grün/blau-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Schnittpunkt, Zeit [t] / Abszisse, grün/blau – links
SP(t)Grün/blau-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Schnittpunkt, Zeit [t] / Abszisse, grün/blau – rechts
SP(t)Rot/blau-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Schnittpunkt, Zeit [t] / Abszisse, rot/blau – links
SP(t)Rot/blau-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Schnittpunkt, Zeit [t] / Abszisse, rot/blau – rechts
SP(t)Rot/Grün-l	Messparameter des Kraftverlaufes: Schnittpunkt, Zeit [t] / Abszisse, rot/grün – links
SP(t)Rot/Grün-r	Messparameter des Kraftverlaufes: Schnittpunkt, Zeit [t] / Abszisse, rot/grün - rechts
SPHL	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Statisch - Partielle Druckverteilung Vorne Rechts beschreibt die relative Rückfußdruckverteilung des entsprechenden Fußes, Angaben in Prozent;
SPHR	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Statisch - Partielle Druckverteilung Vorne Rechts beschreibt die relative Rückfußdruckverteilung des entsprechenden Fußes, Angaben in Prozent;
SPL	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Statisch - Partielle (Gesamt-) Druckverteilung Links, bezogen auf alle Sensoren des entsprechenden Fußes, Angaben in Prozent;
SPR	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Statisch - Partielle (Gesamt-) Druckverteilung Rechts, bezogen auf alle Sensoren des entsprechenden Fußes, Angaben in Prozent;
SPVL	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Statisch - Partielle Druckverteilung Vorne Links, beschreibt die relative Vorfußdruckverteilung des entsprechenden Fußes, Angaben in Prozent;
SPVR	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Statisch - Partielle Druckverteilung Vorne Rechts beschreibt die relative Vorfußdruckverteilung des entsprechenden Fußes, Angaben in Prozent;
SVL	Schwerpunktverlauf (Schwerpunktverlaufslinien)
SVLXAL	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Schwerpunktverlaufslinie, X- Koordinate (medial - lateral), Anfang, Links, Angaben in cm;
SVLYAL	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Schwerpunktverlaufslinie, Y- Koordinate (proximal - distal), Anfang, Links, Angaben in cm;
SVLXAR	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Schwerpunktverlaufslinie, X- Koordinate (medial - lateral), Anfang, Rechts, Angaben in cm;
SVLYAR	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Schwerpunktverlaufslinie, Y- Koordinate (proximal - distal)), Anfang, Rechts, Angaben in cm;
SVLXEL	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Schwerpunktverlaufslinie, X- Koordinate (medial - lateral), Ende, Links, Angaben in cm;

SVLYEL	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Schwerpunktverlaufslinie, Y- Koordinate (proximal - distal), Ende, Links, Angaben in cm;
SVLXER	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Schwerpunktverlaufslinie, X- Koordinate (medial – lateral, in cm), Ende, Rechts;
SVLYER	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Schwerpunktverlaufslinie, Y- Koordinate (proximal –distal, in cm), Ende, Rechts;
SVLXLyy*	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Schwerpunktverlaufslinie, entspr. Abszissenwert X Links (in cm) bei yy =00-11* cm;
SVLXRyy*	Messparameter (siehe Kapitel 2.4): Schwerpunktverlaufslinie, entspr. Abszissenwert X Rechts (in cm) bei yy =00-11* cm;
SVSXLyy*	Schwerpunktverlaufslinie, Streuung (in cm), Abszissenwert X Links bei yy = 00- 11* cm;
SVSXRyy*	Schwerpunktverlaufslinie, Streuung (in cm), Abszissenwert X Rechts bei yy = 00- 11* cm;
VG – Gruppe	Vergleichsgruppe (Referenzgruppe)

6.4 Lebenslauf

Am 13.03.1969 wurde ich als Sohn des Neurochirurgen Dr. Jürgen Kynast und seiner Ehefrau Brunhild Kynast, geb. Schlabit, in Zossen geboren. Im Ostteil Berlins besuchte ich zunächst die Polytechnische Oberschule „Julian – Marchlewski“ in Berlin – Lichtenberg. In der 5. Klasse wechselte ich zur Polytechnischen Oberschule „Tamara Bunke“ in Berlin – Mitte. 1985 / 86 wurde ich Schüler der Erweiterten Oberschule „Max Planck“ in Berlin Mitte mit dem Ziel Abitur. Wegen eines Antrages zur Ausreise aus der „Deutschen Demokratischen Republik“ wurde ich von dieser verwiesen. Von den Behörden und Ämtern der „DDR“ aus politischen Gründen zunächst an den gesellschaftlichen Rand gedrängt, war ich ab März 1987 zunächst als Produktionshilfskraft, ein halbes Jahr später als Lehrling der Orthopädietechnik im Lehrbetrieb der „Orthopädietechnik Berlin“ tätig.

Im Dezember 1989 erfolgte die Entlassung aus der Staatsbürgerschaft der „DDR“ und die Ausreise in die Bundesrepublik Deutschland. Hier nahm ich ab April 1989 am „Gymnasium am Rosterberg“ in Siegen (Nordrhein-Westfalen) wieder die Abiturlaufbahn auf und legte dieses im August 1991 ab.

6.4.1 Universitärer Werdegang

WS 1991	Beginn des Studiums der Humanmedizin an der Charité / Humboldt Universität zu Berlin
Oktober 1993	ärztliche Vorprüfung
September 1995	1. Staatsexamen an der Charité / Humboldt Universität zu Berlin
April 1997	2. Staatsexamen an der Charité / Humboldt Universität zu Berlin
Oktober 1997 bis Oktober 1998	Praktisches Jahr. Orthopädie: Parkklinik Weißensee, Berlin; Innere Medizin: Rheumaklinik Berlin- Buch; Chirurgie: Abteilung für Traumatologie und plastische Chirurgie der Charité zu Berlin
Oktober 1998	3. Staatsexamen an der Charité / Humboldt Universität zu Berlin
Mai 2000	Approbation als Arzt

6.4.2 Beruflicher Werdegang

März 1987	Tätigkeit als Produktionshilfskraft in der Schuheinlagenabteilung der „Orthopädietechnik Berlin“
September 1987	15 Monate Lehrling der „Orthopädietechnik Berlin“ mit Schwerpunkt Prothetik der unteren Extremität
November 1998	Arzt im Praktikum in der neurochirurgischen Abteilung des „Krankenhauses im Friedrichshain“, Berlin
seit Dezember 2000	Assistenzarzt in der orthopädischen Abteilung des „Dietrich Bonhoeffer Klinikum“ Neubrandenburg“

6.5 Danksagung

Herrn Professor Doktor Zacher danke ich für die Überlassung des Themas.

Herrn Doktor Roggenbuck danke ich für die Hilfsbereitschaft und Geduld, die er mir trotz seiner Belastungen zunächst in der Klinik, später in der Existenzgründungsphase seiner orthopädischen Praxis, entgegenbrachte.

Frau Professor Doktor Gromnica – Ihle möchte ich für die Gelegenheit danken, in den Räumlichkeiten Ihrer Klinik die Messungen durchzuführen.

Ich Danke den Probanden, insbesondere den Rheuma - Kranken, welche trotz der teilweise recht erheblichen Beschwerden an den Messungen teilgenommen haben.

Der Firma F.W. Kraemer in Remscheid danke ich für die großzügige Leihgabe der Messapparatur.

Ein Dank gilt meiner jungen Familie, meiner Frau Nicole Alexer – Kynast, sowie meinen Söhnen Friedrich und Gabriel Kynast, die in Rücksichtnahme auf den Zeitaufwand zur Erstellung dieser Arbeit auf einen Teil der ohnehin knappen gemeinsamen Freizeit verzichteten.

Schließlich möchte ich mich bei meinen Eltern für die materielle und ideelle Unterstützung, nicht zuletzt während der Studienzeit, bedanken.

6.6 Eidesstattliche Erklärung

Eike Kynast
Albrecht Dürer Str. 42
17033 Neubrandenburg

Neubrandenburg, den 6. Dezember 2003

Erklärung an Eides Statt

Hiermit erkläre ich, daß diese Dissertation von mir selbst und ohne die unzulässige Hilfe Dritter verfasst wurde, auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten darstellt und die benutzten Hilfsmittel sowie die Literatur vollständig angegeben sind.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Eike Kynast', with a stylized, flowing script.

Unterschrift
E. Kynast

6.7 Literaturverzeichnis

- 1 M.Classen, V. Diehl, K. Kochsiek „Innere Medizin“, Verlag Urban und Schwarzenberg, 2. Aufl. 1993, S. 412 ff
- 2 C R.H. Rabl und W. Nyga: „Orthopädie des Fußes“ , Ferdinand Enke Verlag Stuttgart, 7. Aufl. 1994, S 345 ff
- 3 Weber W, Weber E (1836): Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge. Dietrichsche Buchhandlung, Göttingen
- 4 Beely F: Zur Mechanik des Stehens. Langenbecks Archiv klein Chir 27: 457-470
- 5 Muskat G (1900): Beitrag zur Lehre vom menschlichen Stehen, Arch Anat u. Physiol. 285
- 6 Milatz WFJ (1921): Ein Koordinatenmesser und Goniometer Z orthop. Chir. 41
- 7 Schwartz RP, Heath AL (1947): The Definition of human locomotion on the basis of measurement. With a description of oszillographic method.
- 8 Baumann W, Müller N, Brust G (1994): Grundlegende Begriffe und Anwendungsaspekte der elektronischen Druckverteilung am Fuß ; Med Orth Tech 114: 3-8
- 9 McPoil TG, Cornwall MW, Yamada W “A COMPARISON OF TWO IN-SHOE PLANTAR PRESSURE MEASUREMENT SYSTEMS” in “The Lower Extremity” 1995, S.95-103,
- 10 Meyers-Rice B, Sugars L, McPoil T, Cornwall MW “COMPARISON OF THREE METHODS FOR OBTAINING PLANTAR PRESSURES IN NONPATHOLOGIC SUBJECTS”, The Journal of the American Podiatric Medical Association 1994., S.499-504,
- 11 Hopson MM, McPoil TG, Cornwall MW: “MOTION OF THE FIRST METATARSOPHALANGEAL JOINT: RELIABILITY AND VALIDITY OF FOUR MEASUREMENT TECHNIQUES”, Journal of the American Podiatric Medical Association 1995, S.198-204,
- 12 Quaney B, Meyer K, Cornwall MW, McPoil TG: “A COMPARISON OF THE DYNAMIC PEDOBAROGRAPH AND EMED SYSTEMS FOR MEASUREING DYNAMIC FOOT PRESSURES” Journal Foot & Ankle 1995, S.562-566,
- 13 Cavanagh, P.R.; Ulbrecht, J.s; Caputo, G.M.: Schuhe für Diabetiker: Biomechanische Aspekte der Versorgung, in: Orthopädienschuhtechnik Sonderheft Diabetes, 1996, S.68 - 77
- 14 Abschlussbericht „Überprüfung der messtechnischen Eigenschaften des PAROTEC- Druckverteilungsmeßsystems“, Oktober 1995; Projekt Nr. 0895-0308, TÜV Product Service, Ridler Str. 31 80339 München
- 15 Parotec- Diagnosesoftware: Informationsblatt für den Vertrieb (Hersteller - Info), 1996
- 16 Parotec- Diagnosesoftware: Informationsblatt für den Vertrieb (Hersteller - Info), 1996
- 17 H.Hildebrandt „Psyhyrembel – klinisches Wörterbuch“, 258. Aufl., S.229, Verlag W.de Gruyter, 1998
- 18 Lelièvre J (1967): Pathologie du pied. Masson, Paris, 1-852
- 19 C.J. Wirth, R Ferdini, N. Wülker „ Vorfussdeformitäten – „Behandlungskonzepte für Klinik und Praxis“, Springer Verlag 1996
- 20 Lissner / Fink: “Radiologie II”, 3.Aufl. Enke Verlag Stuttgart 1990, S.374
- 21 Thomas Karow, Ruth Lang: Allgemeine und spezielle Pharmakologie und Toxologie, Seiten 349 bis 352
- 22 K.-L. Krämer, M. Stock, M. Winter: Klinikleitfaden Orthopädie, 2., erweiterte Auflage, S.6f
- 23 Martin DF (1997): akute Fußverletzungen und chronische Fußprobleme, 230-239. In Renström PAFH (Hrsg): Sportverletzungen und Überlastungsschäden. 1.Aufl Deutscher Ärzte Verl. Köln
- 24 Nork SE, Coughlin RR (1996): How to examine a foot and what to do with a Bunion. Primary Care 23: 281- 297.
- 25 Fritz U. Niethardt, Joachim Pfeil: Orthopädie, Lehrbuch, 2., überarbeitete Auflage, Hippokrates Verlag Stuttgart 1992

-
- 26 McPoil TG, Cornwall MW, Nakata MW, Lorenzini in "A COMPARISON OF PLANTAR PRESSURE PATTERNS IN SUPINATORY AND PRONATORY FEET" Quelle: Abstract aus Internetrecherche 06/03: www.pubmed.de; keywords: "plantar pressure" + "messurement" - keine Angabe einer Print- Quelle
- 27 C R.H. Rabl und W. Nyga: „Orthopädie des Fußes“, Ferdinand Enke Verlag Stuttgart, 7. Aufl. 1994, S 345 ff
- 28 Wilssens et al.: "Right versus left foot pressure dynamics in running" in "The use of the footscan® pressure measurement system in scientific research – an overview of published and unpublished work", Release 15/12/1999 (Internetrecherche 06/03 unter www.pubmed.de), keywords: "plantar pressure" + "messurement"
- 29 McPoil TG, Cornwall MW "A COMPARISON OF FOOT PLANTAR PRESSURES BETWEEN MEN AND WOMEN DURING WALKING", Quelle: Abstract aus Internetrecherche 06/03: www.pubmed.de; keywords: "plantar pressure" + "messurement" - keine Angabe einer Print- Quelle
- 30 McPoil TG, Cornwall MW, Nakata MW, Lorenzini M: A COMPARISON OF PLANTAR PRESSURE PATTERNS IN SUPINATORY AND PRONATORY FEET Quelle: Abstract aus Internetrecherche 06/03: www.pubmed.de; keywords: "plantar pressure" + "messurement" - keine Angabe einer Print- Quelle
- 31 Lawrence M. Oloff, Musculoskeletal Disorders of the Lower Extremities, W.B. Saunders Company S.310
- 32 M. Sager, H. Zollinger (Herausg.), Sehnenschädigung des Rückfußes, Verlag Hans Huber, Göttingen; S. 145
- 33 H. Zeidler, J. Zacher, F. Hiepe „Interdisziplinäre klinische Rheumatologie“, S.629
- 34 A.J. Boulton, P. Meneses, W.J. Ennis: „Diabetische Fußgeschwüre: prophylaktische und therapeutische Rahmenbedingungen“, Journal Hartmann Wundforum 3/99, S. 10
- 35 Yamada W, Smith W, McPoil TG, Cornwall MW "STATIC VERSUS DYNAMIC PRESSURE ASSESSMENT OF PLANTAR PRESSURES IN DIABETIC NATIVE AMERICANS" Journal Lower Extremity , 1996, S.1-6
- 36 Hattori T (1992) Current trends in gait analysis : Advanced techniques for data acquisitions and analysis In: Niwa S, Perren SM, Hattori T (eds) Biomechanic in orthopaedics, Springer, Tokyo, S.102-120
- 37 S.Imura, Nakamatsu, H. Azuma, K.Sawai, S.Tanaka "Hip Biomechanics", Springer- Verlag, 1. Aufl.; S105- 113
- 38 S.Imura, Nakamatsu, H. Azuma, K.Sawai, S.Tanaka "Hip Biomechanics", Springer- Verlag, 1. Aufl.; Abb. S.111
- 39 Albert H. Burstein, Timothy M. Wright "Biomechanik in Orthopädie und Traumatologie“, Georg Thieme Verlag Stuttgart 1997, Seite 41
- 40 Childs RA, Olson BA, McPoil TG, Cornwall MW: "THE EFFECT OF THREE TREATMENT TECHNIQUES, IN REDUCING METATARSAL HEAD PRESSURES DURING WALKING" Journal The Lower Extremity 1996, S. 25-29,
- 41 James W. Brodsky, MD, Stephanie J. Crenshaw, MS, Christopher Kirksey, BS, and Fabian E. Pollo, PhD, "Eliminating the Risk of Foot Ulcerations - Relieving plantar pressures in patients with diabetes mellitus can reduce the incidence of peripheral neuropathy and amputation" Internetrecherche 06/03 bei www.pubmed.de, keyword "diabetic foot solutions"- keine Angabe einer Print- Quelle
- 42 C R.H. Rabl und W. Nyga: „Orthopädie des Fußes“, Ferdinand Enke Verlag Stuttgart, 7. Aufl. 1994, S 345 ff